



ANALÝZA KONTAKTNÍCH TLAKŮ PŘI DOTYKU SOUČÁSTÍ Z VYSOCEMOLEKULÁRNÍHO POLYETHYLENU A OCELI

Diplomová práce

Studijní program: N2301 – Strojní inženýrství
Studijní obor: 3901T003 – Aplikovaná mechanika
Autor práce: **Bc. Ladislav Nedoma**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





ANALYSES OF THE CONTACT PRESSURE OF COMPONENTS MADE OF UHMW POLYETHYLENE AND STEEL

Diploma thesis

Study programme: N2301 – Mechanical Engineering

Study branch: 3901T003 – Applied Mechanics

Author: **Bc. Ladislav Nedoma**

Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Ladislav Nedoma**
Osobní číslo: **S12000728**
Studijní program: **N2301 Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Aplikovaná mechanika**
Název tématu: **Analýza kontaktních tlaků při dotyku součástí z vysokomolekulárního polyethylenu a oceli**
Zadávající katedra: **Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Provedte rešerši z odborné literatury na téma výpočet a experimentální určení kontaktních tlaků.
2. Provedte analytický a numerický výpočet vtlačování ocelové kuličky do vysokomolekulárního polyethylenu.
3. Experimentálně ověřte vybrané výsledky výše uvedené úlohy.
4. Porovnejte výsledky a zhodnoťte přesnost použitých metod.

Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Rozsah pracovní zprávy: **cca 60 stran**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury:

[1] **HÖSCHL, Cyril.** *Pružnost a pevnost ve strojírenství.* **Praha: SNTL, 1971.**


[2] **JOHNSON, Kenneth Langstreth.** *Contact mechanics.* **Cambridge: Cambridge University Press, 2004.**

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.**
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti
Konzultant diplomové práce: **Ing. Michal Ackermann**
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání diplomové práce: **25. října 2014**
Termín odevzdání diplomové práce: **25. května 2015**


prof. Dr. Ing. Petr Lenfeld
děkan




doc. Ing. Iva Petříková, Ph.D.
vedoucí katedry

V Liberci dne 25. října 2014

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

25.05.2015

Podpis: *25.05.2015*



Poděkování:

Rád bych poděkoval kolektivu lidí, kteří mi pomáhali při řešení této práce. Zvláště pak panu doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, PhD., Ing. Petru Henyšovi a Ing. Michalu Ackermanovi za odborné vedení, cenné připomínky a obětavou spolupráci během řešení diplomové práce.



Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá analýzou kontaktních tlaků mezi součásti z vysokomolekulárního polyethylenu (UHMWPE) a ocelovou kuličkou. V rámci práce byl proveden analytický výpočet kontaktního tlaku za pomoci Hertzovy teorie. Dále byla v softwaru MarcMentat 2013 namodelována ocelová kulička a destička z UHMWPE, zadány okrajové podmínky a provedena numerická simulace kontaktní úlohy. Výsledky analytického a numerického řešení úlohy jsme poté experimentálně ověřovali na trhacím stroji TIRAtest. Srovnáním výsledků experimentu a početního řešení jsme zjistili nepřesnosti daných metod, jejich výhody a vhodnost použití různých způsobů řešení kontaktních úloh.

Klíčová slova

Kontaktní tlak, vysokomolekulární polyethylen - UHMWPE, metoda konečných prvků, Hertzova teorie, kloubní náhrady



Abstract

This diploma thesis covers the analysis of the contact pressures between an ultra-high-molecular-weight polyethylene UHMWPE component and a steel ball. As a part of this thesis the analytical calculation of the contact pressure with the aid of the Hertz theory was carried out. Furthermore, a steel ball, along with an ultra-high-molecular-weight polyethylene UHMWPE plate were modelled in MarcMentat 2013 software, boundary conditions were set and the numerical simulation of the contact task was carried out. We verified the results of the analytical and numerical solution of the task on TIRAtest special testing machine afterwards. We found out the inaccuracies of the methods used, as well as their advantages and the suitability of the use of various ways of solving contact tasks by comparing the results of the experiment with the numerical solution.

Keywords

Contact pressure, ultra-high-molecular-weight polyethylene - UHMWPE, finite element method, Hertz theory, joint replacement

**OBSAH**

	<i>Poděkování</i>	6
	<i>Abstrakt</i>	7
	<i>Abstract</i>	8
	<i>Obsah</i>	9
	<i>Seznam použitých symbolů</i>	11
	<i>Seznam použitých obrázků</i>	12
1	Úvod	15
2	<i>Současný stav poznání a určování kontaktních tlaků</i>	17
	<i>2.1 Kontaktní tlak</i>	17
	<i>2.1.1 Hertzova teorie</i>	18
	<i>2.1.2 Zjišťování tlaku z deformace křemíkové vrstvy</i>	22
	<i>2.1.3 Měření tlaku pomocí ultrazvuku</i>	23
	<i>2.1.4 Měření využívající termo-elastického jevu</i>	25
	<i>2.1.5 Využití foto-elastického jevu</i>	27
	<i>2.1.6 Filmy citlivé na tlak</i>	29
	<i>2.1.7 Další metody určování kontaktních tlaků</i>	30
3	<i>UHMWPE</i>	33
	<i>3.1 Historie polyethylenu</i>	33
	<i>3.2 Základní rozdělení UHMWPE</i>	34
	<i>3.3 Modifikované typy UHMWPE</i>	37
	<i>3.3.1 UHMWPE 1. generace</i>	37
	<i>3.3.2 UHMWPE 2. generace</i>	38
	<i>3.3.3 UHMWPE 3. generace</i>	39



	<i>3.4 Mechanické vlastnosti UHMWPE</i>	<i>41</i>
	<i>3.5 Srovnání UHMWPE různých generací</i>	<i>42</i>
4	<i>Příprava vzorků a pracoviště pro experiment</i>	<i>43</i>
	<i>4.1 Příprava vzorků</i>	<i>43</i>
	<i>4.2 Příprava pracoviště pro tahovou zkoušku</i>	<i>45</i>
	<i>4.3 Příprava pracoviště pro zkoušku tlakem</i>	<i>47</i>
	<i>4.4 Příprava pracoviště pro experim. zjišťování kontaktních tlaků</i>	<i>48</i>
5	<i>Řešení kontaktní úlohy</i>	<i>50</i>
	<i>5.1 Analytické řešení kontaktní úlohy</i>	<i>50</i>
	<i>5.2 Numerické řešení kontaktní úlohy</i>	<i>53</i>
	<i>5.2.1 Tvorba MKP modelu</i>	<i>53</i>
	<i>5.2.1.1 Tvorba geometrie, sítě a OP destičky</i>	<i>53</i>
	<i>5.2.1.2 Tvorba geometrie, sítě a OP kuličky</i>	<i>55</i>
	<i>5.3 Výsledky numerické simulace (lineární materiálový model)</i>	<i>57</i>
	<i>5.4 Úprava materiálového modelu (nelineární materiálový model)</i>	<i>59</i>
6	<i>Skenování výsledků z experimentální tlakové zkoušky</i>	<i>62</i>
7	<i>Diskuse</i>	<i>68</i>
8	<i>Závěr</i>	<i>70</i>
9	<i>Použitá literatura</i>	<i>71</i>

**SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ**

<u>Označení</u>	<u>Jednotka</u>	<u>Název</u>
$p_{(x,y)}$	[MPa]	kontaktní tlak uvnitř elipsy v místě (x, y)
p_{\max}	[MPa]	maximální hodnota kontaktního tlaku
F	[N]	zatěžující síla
a	[mm]	osa elipsy ve směru x
b	[mm]	osa elipsy ve směru y
n	[-]	materiálová konstanta
m	[-]	geometrická konstanta
d	[mm]	průměr kuličky
E_1	[GPa]	Youngův modul oceli
E_2	[GPa]	Youngův modul UHMWPE
μ_1	[-]	Poissonova konstanta oceli
μ_2	[-]	Poissonova konstanta UHMWPE
r_{1x}	[mm]	poloměr ocelové kuličky ve směru x
r_{1y}	[mm]	poloměr ocelové kuličky ve směru y
r_{2x}	[mm]	poloměr UHMWPE v kontaktní oblasti ve směru x
r_{2y}	[mm]	poloměr UHMWPE v kontaktní oblasti ve směru y
Θ	[°]	úhel mezi rovinami pomocnými konstantami
A	[-]	pomocná konstanta
B	[-]	pomocná konstanta
Φ	[°]	úhel mezi rovinami největšího zakřivení
w	[mm]	posunutí mezi tělesy
γ	[-]	konstanta
b_1	[mm]	rozměr obdélníku v kontaktu přímky
q	[MPa]	zatěžující síla na přímce
α	[-]	konstanta
β	[-]	konstanta
r_1	[mm]	hlavní poloměr křivosti (v případě válcových součástí)
r_2	[mm]	hlavní poloměr křivosti (v případě válcových součástí)
$p_{(y)}$	[MPa]	kontaktní tlak na přímce
H_o	[-]	amplituda vyslaného signálu
H_i	[-]	amplituda odraženého signálu
R	[-]	reflexní koeficient

SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Seznam použitých obrázků

<i>Obr. 2.1 Rozložení kontaktního tlaku na kontaktní ploše</i>	19
<i>Obr. 2.2 Kontaktní oblast s křemíkovou vrstvou před zatížením</i>	22
<i>Obr. 2.3 Rozložení reflexního koeficientu R po kontaktu</i>	24
<i>Obr. 2.4 Ultrazvuková sonda v kontaktu kola a kolejniče</i>	25
<i>Obr. 2.5 Rozložení intenzity záření v kontaktní oblasti</i>	26
<i>Obr. 2.6 Intenzita záření ocelové kuličky o průměru 12,7mm při rozdílných zatíženích</i>	26
<i>Obr. 2.7 Schéma polariskopu</i>	28
<i>Obr. 2.8 Zobrazení izochromát</i>	28
<i>Obr. 2.9 Aplikace filmů citlivých na tlak</i>	29
<i>Obr. 2.10 Graf na odečtení hodnot tlaku z intenzity barvy</i>	30
<i>Obr. 3.1 Schéma polymerace polyetyleny</i>	34
<i>Obr. 3.2 Schéma morfologie UHMWPE. Volně podle Kurtze</i>	35
<i>Obr. 3.3 Ukázka na molekulární struktury UHMWPE</i>	37
<i>Obr. 4.1 Vzorek pro zkoušku tahem</i>	43
<i>Obr. 4.2 Disk z UHMWPE pro experimentální zjišťování kontaktních tlaků</i>	44
<i>Obr. 4.3 Přípravek zamezující posuvy v osách (x, z)</i>	44
<i>Obr. 4.4 Upnutý vzorek v tahových čelistech</i>	45
<i>Obr. 4.5 Počáteční a konečná konfigurace vzorku</i>	46
<i>Obr. 4.6 Vzorek upnutý mezi tlakovými čelistmi</i>	47
<i>Obr. 4.7 Umístění vzorku mezi čelistmi a přípravkem s kuličkou</i>	49
<i>Obr. 4.8 Zkušební vzorek po zkouškách</i>	49
<i>Obr. 5.1 Ocelová kulička vtlačovaná do disku z UHMWPE</i>	50
<i>Obr. 5.2 Rozdělení křivek na dílčí části</i>	54
<i>Obr. 5.3 Vygenerovaný objem s okrajovými podmínkami</i>	54
<i>Obr. 5.4 Síť modelu kuličky (solid, wireframe)</i>	55
<i>Obr. 5.5 Okrajové podmínky modelu kuličky</i>	55
<i>Obr. 5.6 Definovaný kontakt mezi tělesy</i>	56



<i>Obr. 5.7</i> Průběh posunutí po zatížení kuličkou v ose y [mm]	57
<i>Obr. 5.8</i> Průběh kontaktního tlaku po zatížení kuličkou v ose y [MPa]	57
<i>Obr. 5.9</i> Průběh napětí Von Mises v řezu vzorku (x, y) [MPa]	58
<i>Obr. 5.10</i> Průběh napětí Von Mises v prostoru [MPa]	58
<i>Obr. 5.11</i> Data z tlakové zkoušky (napětí x deformace) nařizována na model Ogden	60
<i>Obr. 5.12</i> Průběh posunutí po zatížení kuličkou v ose y [mm], model Ogden	60
<i>Obr. 5.13</i> Průběh kontaktního tlaku po zatížení kuličkou v ose y [MPa], model Ogden	61
<i>Obr. 5.14</i> Průběh napětí Von Mises v řezu vzorku (x, y) [MPa], model Ogden	61
<i>Obr. 6.1</i> Připravené pracoviště, 3D scanner a stojan se vzorkem	62
<i>Obr. 6.2</i> Vzorek č. 1	63
<i>Obr. 6.3</i> Vzorek č. 2	63
<i>Obr. 6.4</i> Vzorek č. 3	64
<i>Obr. 6.5</i> Vzorek č. 4	64
<i>Obr. 6.6</i> Vzorek č. 5	64
<i>Obr. 6.7</i> Výsledek tlakové zkoušky se škálovou stupnicí v ose y[mm]	65
<i>Obr. 6.8</i> Porovnání MKP se skenem č. 1	65
<i>Obr. 6.9</i> Porovnání MKP se skenem č. 2	66
<i>Obr. 6.10</i> Porovnání MKP se skenem č. 3	66

**Seznam použitých tabulek**

Tab. 2.1 Konstanty α , β , γ pro úhel θ	21
Tab. 3.1 Mechanické vlastnosti UHMWPE	41
Tab. 5.1 Konstanty α , β , γ pro úhel θ	52
Tab. 5.2 Získané výsledky příkladu řešeného pomocí Hertzovy teorie	53
Tab. 5.3 Materiálové konstanty pro model typu Ogden	59
Tab. 7.1 Porovnání výsledků	69

Seznam použitých grafů

Graf 4.1 Závislost napětí na deformaci pro tahovou zkoušku UHMWPE	46
Graf 4.2 Závislost napětí na deformaci (tlaková zkouška)	48
Graf 6.1 Závislost posunutí na síle v porovnání výsledků z experimentu a KMP	67

1. Úvod

Ultravysokomolekulární polyethylen (ultra-high molecular weight polyethylene, UHMWPE) je již řadu let základním materiálem pro výrobu komponent kloubních náhrad. Tento materiál se používá především pro jeho vynikající biokompatibilitu, dobrým kluzným vlastnostem a vyhovujícím mechanickým vlastnostem. V odborné literatuře je UHMWPE označován jako tzv. „zlatý standard“ pro kloubní náhrady vzhledem k příznivému poměru cena/kvalita. Alternativami k náhradám s UHMWPE jsou náhrady celokovové (mají však vysoké procento selhání a nevyjasněné vedlejší účinky), nebo náhrady s keramickými komponentami (její využití je vzhledem ke křehkosti u jiných kloubů limitováno).

Kloubní náhrady (total joint replacement TJR) se staly běžnou metodou léčby onemocnění kloubů (artróza, revmatoidní artritida aj.) v humánní medicíně. Většina operací (více než 90%) se týká kloubů kyčelních (total hip replacement, THR) a kolenních kloubů (total knee replacement, TKR), ale výjimkou nejsou ani klouby ramenní, loketní či hlezenní. Podle údajů WHO se ve vyspělých zemích světa implantuje přes 1000 kloubních náhrad na jeden milion obyvatel. V České republice se ročně implantuje přibližně 25 tisíc náhrad, z čehož 14 tisíc představují THR a necelých 11 tisíc TKR a zbytek ostatní klouby. Nároky na kvalitu léčby se stále zvyšují. Pacienti očekávají nejen úlevu od bolesti, ale co nejúplnější obnovení hybnosti postiženého kloubu a hlavně dlouhou životnost kloubní náhrady.

Komponenty z UHMWPE jsou nejvíce zatěžovanými částmi kloubních náhrad, takže životnost TJR závisí na kvalitě polymeru. Z materiálového hlediska existují dvě hlavní příčiny selhání kloubních náhrad: otěr a oxidace.

Při vzájemném pohybu polymerních a kovových částí kloubní náhrady se z povrchu polymeru uvolňují složitým adhesivně-abrasivně-únavovým mechanismem zvaným otěr mikroskopické otěrové částice, které po čase začnou v těle způsobovat zánětlivé reakce.

Oxidace je způsobena reakcí polymeru s kyslíkem nebo jeho reaktivními sloučeninami, přičemž dochází ke štěpení polymerních řetězců, které je doprovázeno zhoršením užitných vlastností materiálu, včetně klíčové odolnosti proti otěru. K oxidaci dochází již při výrobě, skladování a hlavně po jeho implantaci do těla, protože kyslík a jeho reaktivní sloučeniny jsou ve značné koncentraci přítomny i v lidském organismu.



Mnoho výzkumných týmů a firem na celém světě se snaží UHMWPE dále modifikovat tak, aby ještě zvýšit jeho mechanické vlastnosti, především odolnost proti otěru a oxidativní degradaci, čímž se dosáhne prodloužení životnosti totálních kloubních náhrad.[27]

Tato diplomová práce se zabývá problematikou Hertzových kontaktních tlaku mezi UHMWPE a ocelí a porovnáním analytického výpočtu s výpočtem numerickým (simulace za pomoci konečných prvků) a následným zhodnocením výsledků s experimentálního měření dané úlohy. Jako první se problematikou vzniku napjatosti v kontaktní oblasti zabýval známý fyzik H. R. Hertz už v devatenáctém století. Ačkoliv je v dnešní době vytvořeno mnoho přesnějších teorií, je stále jeho teorie nepostradatelným nástrojem při výpočtu jednoduchých kontaktních úloh.

Cílem této práce je srovnání výsledků z výše uvedených metod a vyhodnocení nepřesností mezi oběma metodami, které se nejčastěji používají při zjišťování kontaktních tlaků. Stručně je popsat a přehledným způsobem shrnout.

2. Současný stav poznání určování kontaktních tlaků

První část kapitoly obsahuje nejčastěji používané metody určování kontaktních tlaků. V podkapitolách budou jednotlivě popsány a stručně vysvětleny jejich základní principy s klady a zápory. Zevrubnější popis uvedených metod můžeme nalézt v bakalářské a diplomové práci autorů [1] a [8], ze kterých z části vyplývá řešení této diplomové práce. Budou uvedeny metody u suchého kontaktu, u mazaného kontaktu, měření tloušťky mazacího filmu a metody numerické.

V části druhé je uveden vysokomolekulární polyetylen tzv. UHMWPE, jedná se o homogenní polymer s výbornými fyzikálními vlastnostmi. Vyznačuje se především velkou odolností proti otěru, zdravotní nezávadností a je vysoce odolný proti agresivním chemikáliím. UHMWPE se využívá především v lékařství jako výborný bio-materiál pro umělé kloubní náhrady, např. kyčlí, kolen, atd. Bude zde uvedena jeho charakteristika, výroba, využití a mechanické vlastnosti.

2.1 Kontaktní tlak

Koncentrace napětí nevzniká jen v místech náhlých tvarových změn, ale též v působistích „osamělých“ sil, jež se zpravidla přenáší jako spojitá zatížení na ploškách velmi malých rozměrů. Styčné plošky konečných rozměrů se vytvoří i tam, kde bychom z geometrického hlediska předpokládali bodový dotyk dvou těles (např. dvou koulí). Bodový přenos síly je prakticky neuskutečnitelný, neboť pružnou nebo i pružně-plastickou deformací se vždy vytvoří styčná ploška konečných rozměrů. Výpočet kontaktních pnutí vzniklých přenášením síly dotykem hladkých částí povrchů dvou pružných těles uveřejnil Heinrich Hertz [9].

Kontaktní mechanika se vyskytuje v celém odvětví strojírenství, například v lisovaných spojích, ložiskách, ozubených kolech, převodech a dalších. I v jiných odvětvích vědy hraje kontaktní mechanika důležitou roli: například architektury či biomechanice.

2.1.1 Hertzova teorie

Hertzova teorie je základem pro většinu kontaktních problémů ve strojírenství. V roce 1881 Heinrich Hertz publikoval dva články „On the contact of elastic solids“, které se staly základem teorie ohledně problematiky kontaktní mechaniky. Tato teorie poskytuje rozložení napětí v ideálním suchém statickém kontaktu a má celou řadu zjednodušujících předpokladů:

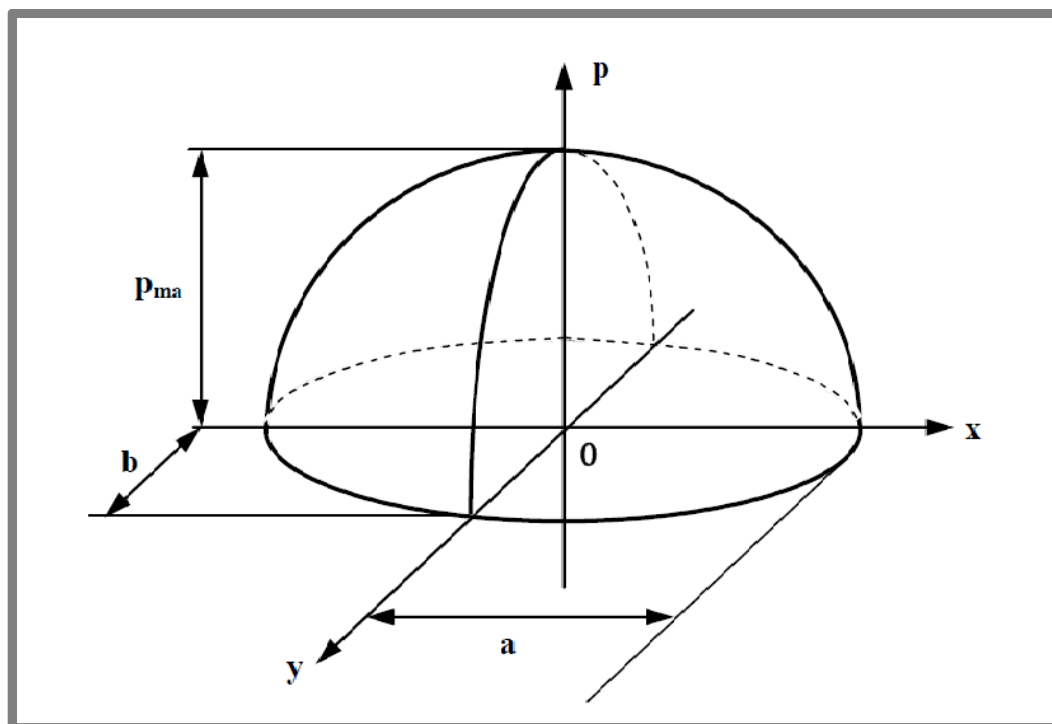
- Tělesa v kontaktu jsou izotropní a homogenní
- Materiál je elastický a jeho mez úměrnosti není překročena
- Kontakt těles je jen ve velmi malé části povrchu, tj. styková plocha je rovinná
- Kontaktní plochy jsou zcela hladké a mohou tedy vzniknout jen normálové síly
- Tělesa jsou v klidu a v rovnovážném stavu

S ohledem na využití a aplikaci v dnešní době je však kontakt mnohem složitější, například kvůli umělé tvorbě mikro-důlků a proto se vyvíjí stále nové metody na experimentální zjišťování hodnoty kontaktního tlaku.

K. L. Johnson, K. Kendall and A. D. Roberts (JRK) vycházeli z Hertzovi teorie při výpočtu teoretického posunutí nebo hloubce vtisku s ohledem k adhezi. Tyto poznatky publikovaly v článku uvedeném ve sborníku Royal Society v roce 1971 pod názvem „Surface energy and contact of elastic solid“. Hertzovu teorii lze využít za předpokladu, že adheze materiálů je nulová.

JRK teorie je tak jedním ze základů kontaktní mechaniky, na kterých je založena většina modelů vycházejících z kontaktů těles a je jich využíváno u nanoindentačních experimentech a mikroskopie atomárních sil. Takže Hertzův výzkum, který předcházel JRK teorii, byl prvními kroky k nanotechnologiím.

Když zatížíme deformovatelné těleso osamělou silou, z teoretického hlediska v místě zatížení nastane nekonečně velký tlak. Ve skutečném případě však nenastane tlak jen jednom bodě, ale vznikne malá eliptická plocha, kde se tlakové napětí rozloží. Největší stykové napětí se vyskytuje v místě prvotního kontaktu. Ve složitějších případech, není vzniklá kontaktní plocha kruhová, ale eliptická s osami **a** a **b** (viz obr. 2.1).



Obr. 2.1 Rozložení kontaktního tlaku na kontaktní ploše

Výraz pro kontaktní tlak uvnitř elipsy v místě (x, y) lze vyjádřit:

$$p_{(x,y)} = p_{max} \sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2}} \quad 2.1$$

Kde maximální hodnota kontaktního tlaku p_{max} je v době teoretického dotyku:

$$p_{max} = \frac{3F}{2\pi ab} \quad 2.2$$

F je zatěžující síla, a a b jsou osy elipsy, které dopočítáme ze vztahů:

$$a = \alpha \left(\frac{Fm}{n} \right)^{(1/3)} \quad 2.3$$

$$b = \beta \left(\frac{Fm}{n} \right)^{(1/3)} \quad 2.4$$



Kde n je materiálová konstanta a m geometrická konstanta, vztahy pro výpočet jsou následující:

$$n = \frac{8E_1E_2}{3[E_2(1 - \mu_1^2) + E_1(1 - \mu_2^2)]} \quad 2.5$$

Jsou-li materiály shodné, vztah se zjednoduší:

$$n = \frac{4E}{3(1 - \mu^2)} \quad 2.6$$

$$m = \frac{4}{\frac{1}{r_{1x}} + \frac{1}{r_{1y}} + \frac{1}{r_{2x}} + \frac{1}{r_{2y}}} \quad 2.7$$

Úhel Θ dostaneme:

$$\Theta = \arccos\left(\frac{B}{A}\right) \quad 2.8$$

Pomocné konstanty A , B získáme:

$$A = \frac{2}{m} \quad 2.9$$

$$B = \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{1}{r_{1x}} - \frac{1}{r_{1y}}\right)^2 + \left(\frac{1}{r_{2x}} - \frac{1}{r_{2y}}\right)^2 + 2\left(\frac{1}{r_{1x}} - \frac{1}{r_{1y}}\right)\left(\frac{1}{r_{2x}} - \frac{1}{r_{2y}}\right)\cos(2\Phi)} \quad 2.10$$

Kde r_{1x} a r_{1y} jsou hlavní poloměry křivosti prvního tělesa a r_{2x} a r_{2y} tělesa druhého. E_1 a E_2 jsou Youngovy moduly pružnosti a μ_1 a μ_2 jsou Poissonovy konstanty těles. Úhel Φ je mezi rovinami největšího zakřivení.

Posunutí mezi tělesy lze vyjádřit jako:

$$w = \gamma \left(\frac{F^2}{n^2 m} \right)^{(1/3)} \quad 2.11$$



Úhel γ nalezneme v tabulce 2.1.

Pro výpočet kontaktních tlaků u dotyku v přímce se vztahy modifikují, jelikož kontaktem je právě přímka nikoliv bod, například u dvou válcových součástí. V tomto případě je plocha ve tvaru úzkého obdélníku o rozměrech $l \times b_1$.

$$b_1 = 2.26 \sqrt{\frac{qr_1r_2 \left(\frac{1-\mu_1^2}{E_1} + \frac{1-\mu_2^2}{E_2} \right)}{r_1 + r_2}} \quad 2.12$$

Kde q představuje zatěžující sílu na přímce, kontaktní tlak můžeme dopočítat:

$$p(y) = p_{max} \sqrt{1 - \frac{y^2}{b^2}} \quad 2.13$$

$$p_{max} = \frac{4q}{\pi b} \quad 2.14$$

úhel θ [°]	α	β	γ	úhel θ [°]	α	β	γ
10	6,612	0,319	0,851	60	1,486	0,717	1,875
20	3,778	0,408	1,22	65	1,378	0,759	1,912
30	2,731	0,493	1,453	70	1,284	0,802	1,944
35	2,397	0,53	1,55	75	1,202	0,846	1,967
40	2,136	0,567	1,637	80	1,128	0,893	1,985
45	1,926	0,604	1,709	85	1,061	0,944	1,996
50	1,754	0,641	1,772	90	1	1	2
55	1,611	0,678	1,828				

Tab. 2.1 Konstanty α , β , γ pro úhel ϑ [9]

Posunutí mezi tělesy w získáme ze vztahu:

$$w = \frac{2(1-\mu^2)q}{E\pi} \left[\frac{2}{3} + \ln\left(\frac{4r_1}{b}\right) + \ln\left(\frac{4r_2}{b}\right) \right] \quad 2.15$$

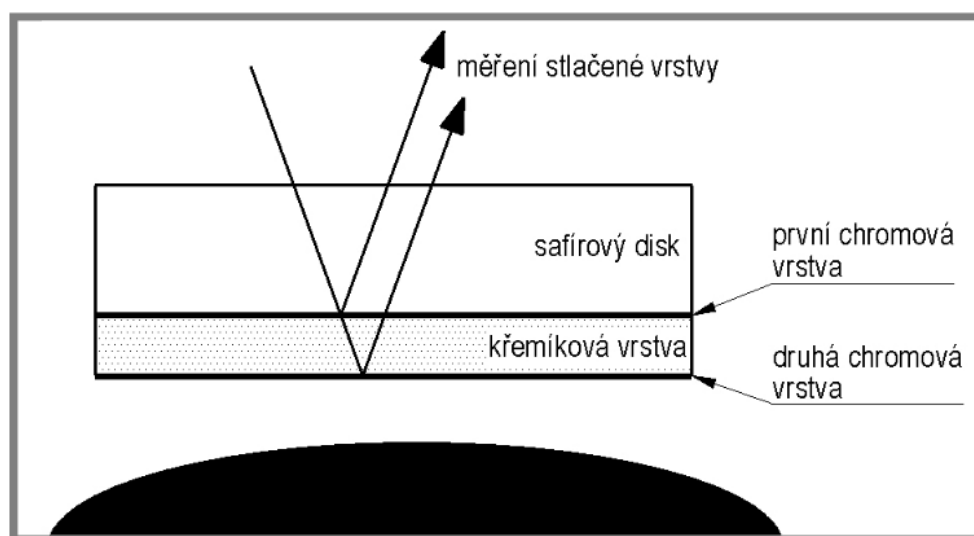
r_1 a r_2 jsou hlavní poloměry křivosti (v případě válcových částí jejich poloměru).

Hertzova teorie nám poskytuje základní znalosti o rozložení kontaktního tlaku. I když se dá využít pouze pro suchý a statický kontakt je v dnešní době hojně využívána ke kalibraci jednotlivých metod zjišťujících rozložení tlaku. Kalibrace probíhá pomocí porovnávání určitých naměřených veličin spolu s hodnotami kontaktního tlaku. Pokud se tedy u experimentální metody využívá kalibrace pomocí Hertzovy teorie, provede se první měření na nemazaném statickém kontaktu. Pro dané podmínky experimentu se vypočítá i Hertzovo rozložení tlaku a pak už se pomocí porovnávání získá závislost dané měřené veličiny na kontaktním tlaku.[1]

2.1.2 Zjišťování tlaku z deformace křemíkové vrstvy

Tato metoda je zaměřena na statický kontakt bez maziva. Pomocí interference světla se měří deformace křemíkové vrstvy. Metoda vychází z podobného principu jako optická interferometrie, od které se liší převážně v následném zpracování dat.

Na kontaktní povrch (chromovou vrstvu) safírového disku, zatíženého vůči ocelové kuličce, se nanese tenká křemíková vrstva (SiO_2). Tato křemíková vrstva má stejný index lomu jako mazací film a díky tomu umožňuje měřit i nižší vlnové délky než je běžné (pod 100 nm). Navíc deformace křemíkové vrstvy je pouze elastická, což nám umožňuje provádět přesná a opakovatelná měření.



Obr. 2.2 Kontaktní oblast s křemíkovou vrstvou před zatížením [2]

Před experimentem se měří tloušťka křemíkové vrstvy bez zatížení. Tato hodnota se následně odečítá od tlouštěk naměřených při určitých hodnotách zatížení kontaktu. Výsledná tloušťka křemíkové vrstvy odpovídá tloušťce mazacího filmu. Na obr. 2.2 je vidět kontaktní oblast tvořená kuličkou a safírovým diskem, na jehož spodní straně je nanесena chromová vrstvička tloušťky cca 10 nanometrů, která je přikryta oxidem křemičitým ($\approx 1500\text{nm}$) a ještě jednou chromovou vrstvou. Kontaktní oblast je osvětlena bílým xenonovým světlem a na tenké vrstvě chromu nastává interference, kterou zaznamenává CCD kamera. Různé vlnové délky jsou následně přiřazeny odpovídajícím tloušťkám křemíkové vrstvy. Kalibrace závislosti mezi deformovanou tloušťkou křemíkové vrstvy a kontaktním tlakem se provádí pomocí Hertzova tlaku. Cann a Spikes [2] porovnáním Hertzova tlaku s tloušťkou deformované křemíkové vrstvy zjistili, že mezi danými veličinami existuje lineární závislost. Díky tomu zjistili, že síla zatížení o velikost 1 GPa odpovídá deformaci křemíkové vrstvy velikosti 12 nm.

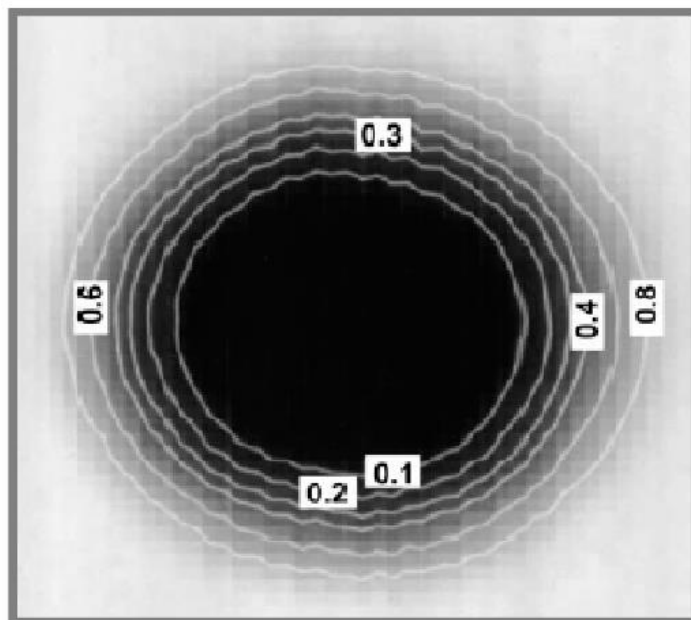
Výhodou této metody je možnost zkoumat vliv přítomnosti cizích těles v kontaktu popřípadě vliv důlků a mikrostruktury povrchu kontaktního tělesa. K experimentům lze využít stejné měřicí zařízení jako pro optickou interferometrii (viz dále) s tím, že se upraví právě zmiňovaný safírový disk. Nevýhodou metody je možnost zkoumat pouze suchý kontakt a kvůli výpočtům je metoda i časově náročná.

2.1.3 Měření tlaku pomocí ultrazvuku

U této metody se vysílají vysokofrekvenční ultrasonické vlny (většinou v rozpětí 1-20 MHz) přes stykovou oblast. Na stejném principu fungují například i lékařské ultrazvuky či echo-lokátory (sonary). Následně se vyšetřuje množství a amplitudy vln, které byly odrazeny zpět ze stykové oblasti. Povrchy stýkajících se součástí nejsou ideálně hladké, proto obsahují i místa, která nejsou ve vzájemném kontaktu. Takováto místa pak slouží k odražení zvukové vlny. S nárůstem tlaku se tato místa bez kontaktu zmenšují a snižuje se tedy i množství odražených vln. To znamená, že čím je v místě větší tlak tak tím se jeví obrazec stykové oblasti tmavší.

Při zjišťování hodnoty tlaku se vyšle do kontaktu signál o známé frekvenci a amplitudě. Odražený signál má sice stejnou frekvenci, nicméně amplituda se liší a to v závislosti na rozhraní, od kterého se vlna odrazila. Ve vztahu 2.16 je vyjádřen reflexní koeficient R , tedy poměr amplitudy odraženého k vyslanému signálu:

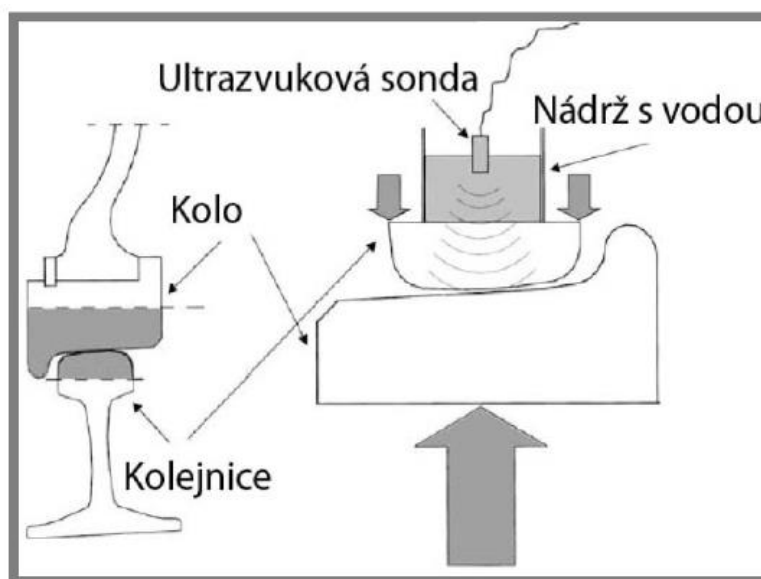
$$R = \frac{H_i}{H_o} \quad 2.16$$



Obr. 2.3 Rozložení reflexního koeficientu R po kontaktu [3]

kde H_0 je amplituda vyslaného signálu, H_i je amplituda odraženého signálu a R [-] je reflexní koeficient. Při $R=0$ se jedná o rozhraní kov na a při hodnotě $R=1$ rozhraní kov – vzduch (kontakt neexistuje). Celý kontakt se musí rozdělit na jednotlivé body a v každém z nich se zjistí hodnota R , ta se pomocí Hertzovy teorie kalibruje a získá se tak hodnota tlaku.

U metody využívající ultrazvukových vln je rozlišení závislé na velikosti snímače a vlnové frekvenci. Čím je frekvence a průměr snímače větší, tím je jemnější zobrazovací mřížka. Velkou výhodou této experimentální metody je, že nevnáší do kontaktu žádné cizí těleso a je neinvazivní. Lze tak měřit za provozu součástí, a to jak kovové tak i nekovové. Ultrazvuková metoda se využívá pro zjištění velikosti a tvaru kontaktní oblasti, kontaktního tlaku a tuhosti materiálu v kontaktu, bohužel vše se dá využít jen pro suchý kontakt a mívá menší rozlišení. Na obr. 2.4 je znázorněno umístění ultrazvukové sonda na kole kolejnice při experimentech prováděných Pau et al. [3].



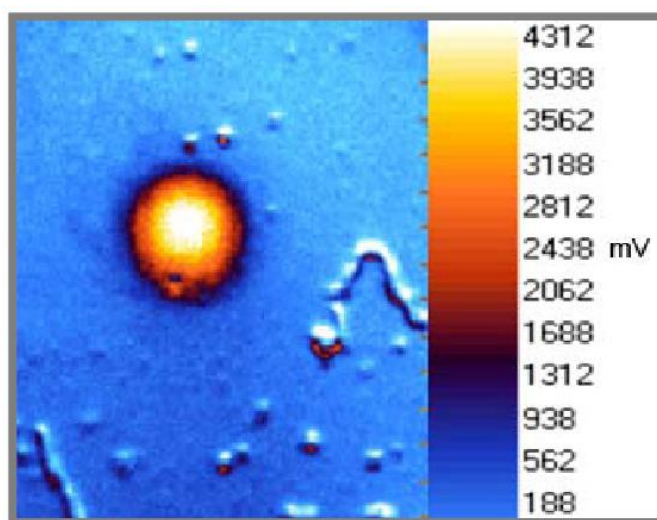
Obr. 2.4 Ultrazvuková sonda v kontaktu kola a kolejnice [3]

2.1.4 Měření využívající termo-elastického jevu

Další metoda zjišťuje kontaktní tlak pomocí teplotních změn v kontaktu. Termografické metody umožňují měřit nárůst teploty v kontaktu. Tato změna je způsobena tlakem a vzájemným prokluzem dvou součástí (vznik tepla třením). Termo-elasticita zkoumá právě závislost mezi napětím v tělese a rozložením teplot. Tyto měření lze uskutečnit na součástech vyrobených z běžných konstrukčních materiálů, jako je ocel, plast či keramika. I když byla termo-elasticita kovových materiálů objevena již v roce 1830, samotná souvislost mezi napětím a změnou teploty byl experimentálně probádán až v roce 1974.

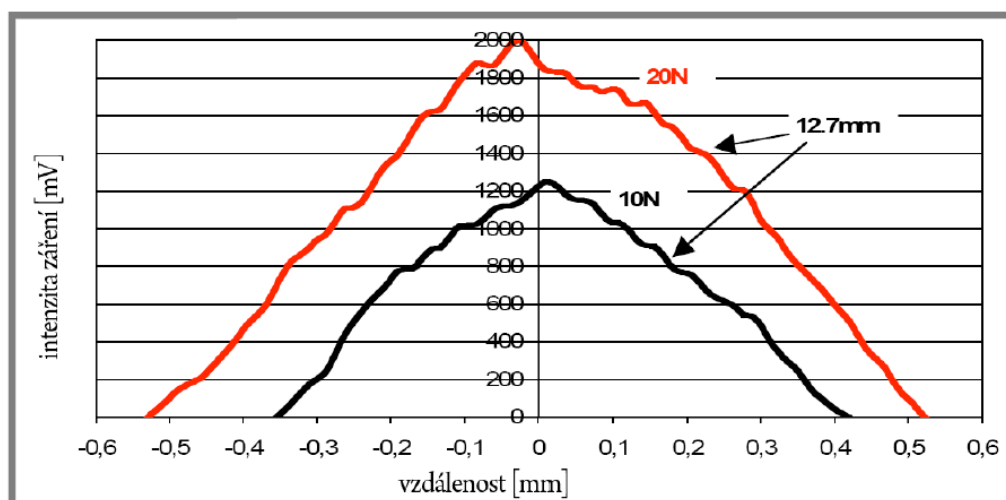
Metoda využívající termo-elasticity k měření rozložení napětí spočívá ve snímání kontaktní oblasti termo-kamerou s vysokou citlivostí a následným softwarovým zpracováním vzniklých snímků v počítači. Termo-kamera měří malé výkyvy teplot ve strojních součástech způsobené dynamickým zatěžováním. Toto dynamické zatěžování musí mít dostatečně velkou frekvenci, aby byly termodynamické podmínky v materiálu považovány za adiabatické. Díky následnému zpracování dat v softwaru je možné získat mapu rozložení teploty a tím i tlaku v kontaktu. Experimentální zařízení, které ve své studii využívá Brustenga a kol., se skládá z kuličky (uložené na siloměru), která je přes páku zatěžována vibrační stolicí (ta je řízena generátorem signálu). Kvůli optické přístupnosti je v mechanické páce otvor vyplněn materiálem, který je propustný infračervenému záření. Brustenga a kol. ve svém díle [4]

popisují snímací termo-kameru opatřenou optickým zoomem. Ta má 320 x 256 měřicích bodů na oblasti o velikosti 3,8 x 3,1 milimetru, což poskytuje rozlišení 12 μm .



Obr. 2.5 Rozložení intenzity záření v kontaktní oblasti [4]

Na obr. 2.5 je zobrazena kontaktní oblast pomocí termo-kamery. Na obr. 2.6 jsou v řezu znázorněné hodnoty intenzit záření změřené pomocí termo-kamery. Hodnotám v milivoltech se díky softwaru přiřadí hodnoty teplotních změn a následně za pomoci kalibračních členů přepočítají na tlak. Kalibrace se provádí s využitím tenzometrické růžice, kdy se naměřeným hodnotám teplotních změn přiřazuje hodnota kontaktního tlaku. Kalibrační členy se určí pro jednotlivé materiály (ocel, keramika, plast, atd.) a při změně průměru či velikosti zatížení je není třeba již zjišťovat.



Obr. 2.6 Intenzita záření ocelové kuličky o průměru 12,7mm při rozdílných zatíženích [4]

Tuto metodu lze využít jen pro suchý kontakt, a na speciálním experimentálním zařízení, nicméně nám umožňuje opět nahlédnout do kontaktní oblasti. Po zjištění kalibrační konstanty pro daný materiál je už poměrně jednoduché získat konkrétní hodnoty kontaktního tlaku. Naměřená matice teplotních změn se bod po bodu vynásobí zjištěnou kalibrační konstantou. Takovéto výpočty už nejsou časově náročné. Pro daný materiál navíc existuje vždy jedna daná konstanta a při změně rozlišení, zatížení, či změně jiných provozních parametrů, ji není třeba znovu přepočítávat [4].

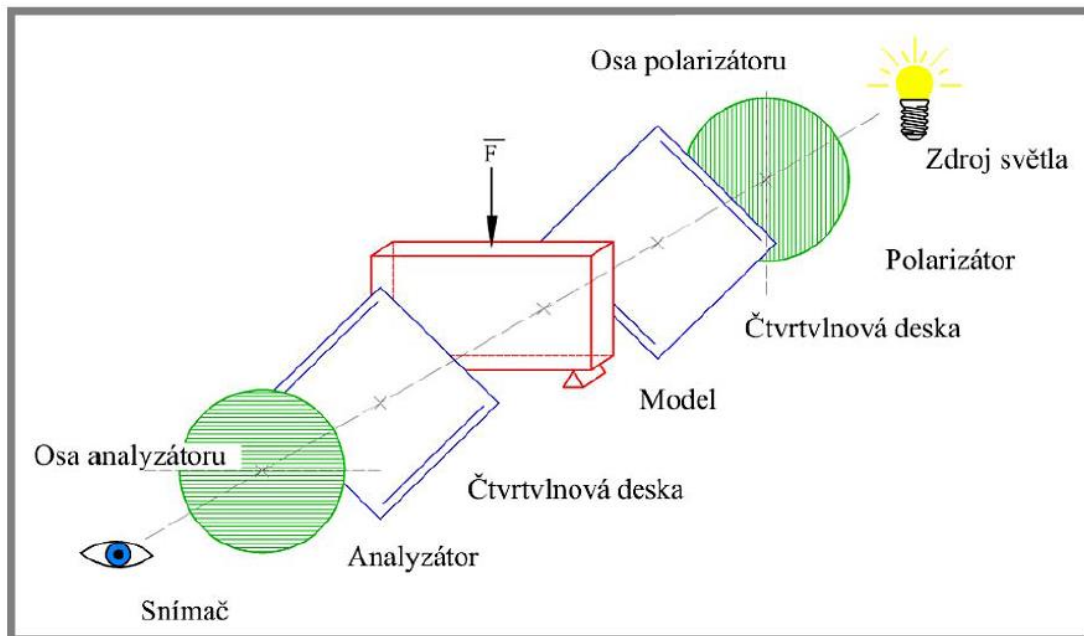
2.1.5 Využití foto-elastického jevu

Fotoelasticimetrie je experimentální metoda, která se dříve hojně využívala k určení napjatosti v tělese převážně tehdy, když není možno studovat napětí analyticky. Aplikací fotoelasticimetrie je celá řada a zabývá se jimi například Milbauer a Perla v [5].

Mezi nejznámější uplatnění patří například sestavování grafů sloužících ke stanovení součinitele koncentrace napětí, či výzkum napětí a to rovinný i prostorových úloh. Složitější prostorové úlohy (např. endoprotéza složená z akrylátových hlavic) se často převádějí pomocí frézování a broušení na rovinnou úlohu. Zařízení na vyšetřování fotoelasticimetrie se nazývá polariskop a skládá se ze zdroje světla, polarizátoru (umístěn za zdrojem světla), analyzátoru (umístěn před snímačem), dvou čtvrt vlnových desek a snímače. Schematicky je polariskop zobrazen na obr. 2.7 polarizátor i analyzátor jsou polarizační filtry definovaný vzájemně kolmou osou a rovinou polarizace. Na čtvrt vlnové desce dochází k dvojlomu světelného paprsku, což znamená, že dojde k rozložení jednoho paprsku na dva, jejichž vektory intenzity kmitají vzájemně kolmých rovinách.

Zdroje světla vyzařuje světelné paprsky, které prochází polarizačním filtrem (polarizátorem) a přes čtvrt vlnovou desku do modelu. Odtud se světlo šíří dále přes druhou čtvrt vlnovou desku a polarizační filtr (analyzátor) ke snímači. Osa polarizátoru je vůči ose analyzátoru pootočena o 90 stupňů. Snímač přes analyzátor pozoruje model, na němž se objevují tzv. izochromáty. Isochromáty jsou křivky s konstantním rozdílem hlavních napětí ($\sigma_1 - \sigma_2 = \text{konst}$) a mají stejnou barvu. Pro znázornění izochromát se využívá kruhové polarizace, která je zajištěna čtvrtinovými deskami. Podrobněji je princip popsán např. v [6].

U fotoelasticimetrie je obtížné analyzovat velikost napětí z kvantitativního hlediska. Důvodem je, že izochromáty jsou v místě velkých koncentrací napětí značně husté a na malé ploše. Proto i při velkém zvětšení je lze těžko rozlišit a hodnotit.



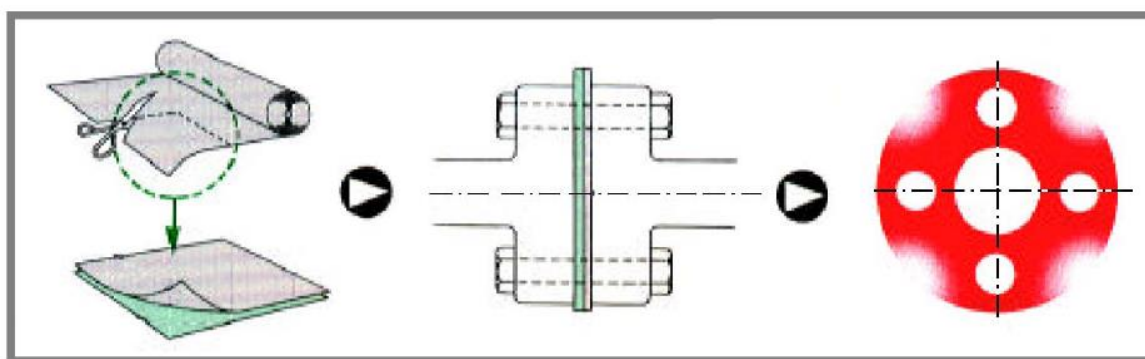
Obr. 2.7 Schéma polariskopu [6]



Obr. 2.8 Zobrazení izochromát [6]

2.1.6 Filmy citlivé na tlak

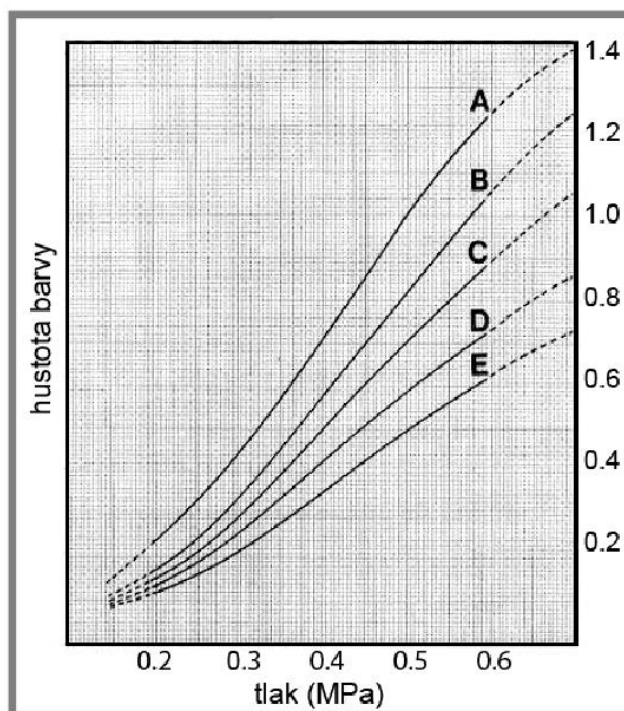
Firma Fuji-Film vyrábí sadu několik senzorů odlišených do sebe rozsahem tlaku, které umožňují měřit. Sensory se skládají z jednoho, či dvou kusů, které v sobě obsahují mikro kapsle s barvivem. Po aplikaci tlaku na senzor se protrhnou mikro kapsle s purpurovou barvou a způsobí obarvení vrstvy filmu. Na obr. 2.9 je zobrazen film s jeho aplikací na přírubu a výsledný barevný obrazec znázorňující tlak.



Obr. 2.9 Aplikace filmů citlivých na tlak [7]

Podle výsledné barevné mapy se posoudí rozložení a hodnota tlaku. Čím tmavší barva se na filmu objeví, tím jsou dosaženy větší hodnoty tlaku. Sytost barvy se porovná s tabulkou barev a zjištěná hustota barvy se vnese do grafu (obr. 2.10), kde se přiřadí odpovídající křivce (A, B, C, D, E) a odečte se hodnota tlaku. Každá křivka odpovídá určitým hodnotám teploty a vlhkosti, při kterých bylo měření uskutečněno. Doporučené hodnoty těchto provozních podmínek jsou v rozsahu 20°C až 35°C s vlhkostí 35 % až 80 %. Při nedodržení provozních podmínek klesá přesnost, které je běžně nad 90 %.

Výhodou metody je možnost měřit tlak na reálných součástech, čehož se hojně využívá v biomechanice, kde se s nimi měří rozložení tlaku na umělých kloubech. Ovšem senzory jsou určeny pouze pro suchý kontakt. Nelze měřit změny tlaku v závislosti na čase a získá se pouze jeden obraz rozložení tlaku. Navíc se součást před aplikací senzorů musí demontovat. Rovněž je nutné znát aspoň přibližnou hodnotu tlaku, kvůli zvolení konkrétního filmu se správným rozsahem.



Obr. 2.10 Graf na odečtení hodnot tlaku z intenzity barvy [7]

2.1.7 Další metody určování kontaktních tlaků

K určení kontaktních tlaků lze využít i dalších metod, které budou v této kapitole stručně uvedeny.

Využití Ramanovy mikrospektrometrie vychází z vlnových délek. Tlak se vyhodnocuje tak, že se na kontakt svítí monochromatickým světlem a měří se rozdíl odražených vlnových délek λ (Ramanovo spektrum) před a po zatížení zkoumaného kontaktu.

Přímé měření tlaku pomocí senzorů, tato metoda jako jediná využívá přímého měření tlaku v kontaktu a není třeba žádných složitých výpočtů a časové náročnosti.

Spektroskopická reflektometrie je stejně jako interferometrie založena na interferenci světla. Ta vzniká na planoparalelní desce (tenká rovinná deska s oběma přesně rovnými a rovnoběžnými stěnami) umístěné v měřicím zařízení. Výhodou této metody je, že se jedná o přímou metodu s vysokou přesností měření.

Numerická řešení tlaků z naměřených hodnot tloušťky mazacího filmu, tyto metody počítají hodnoty tlaku z naměřených tloušťek mazacího filmu a díky tomu můžeme do výpočtů zahrnout celou řadu okolních jevů. Můžeme sledovat vliv příměsí v mazivu,

změnu rozložení tlaku při změně mikrostruktury materiálu, či výskyt mikro vtisků a bublinek vzduchu v kontaktu (optická interferometrie, výpočet kontaktního tlaku z tloušťky filmu).

Jednou z metod snižující časovou náročnost výpočtů tlaků z tlouštěk mazacího filmu je Fast Fourier Transformation (FFT). Byl tedy nalezen vztah mezi amplitudou deformace a tlaku, který se využívá při rychlé Fourierově transformaci. Ve vztahu deformace a tlaku jsou obsaženy i tzv. Fourierovy koeficienty, které jsou závislé na deformaci a tlaku.

Další numerická metoda urychlující výpočet tlaku z tloušťky mazacího filmu využívá konvoluční matici. Hlavní princip této metody spočívá v tom, že při násobení matice elastické deformace U se nahradí matice K o velkých rozměrech ($n^2 \times n^2$ členů) „plovoucím“ konvolučním oknem o menším počtu členů ($n \times n$). Postupným vynásobením celé matice U se získá kontaktní tlak. Díky této metodě jsou výpočty méně náročné na čas i výslednou velikost dat.

Řešení tlaků pomocí numerických metod, tato teoretická metoda je známa již od 60. let a využívá znalosti teorie pružnosti spolu s diferenciální Reynoldsovou rovnicí, která popisuje rozložení tlaku v úzké štěrbině mezi tekutinou mazanými tělesy. Je to tedy základní rovnice tekutinového mazání a vyskytují se v ní hodnoty tlaku, tloušťky mazacího filmu, viskozita maziva a rychlost proudění kapaliny. Výhodou této metody je získání rozložení tlaku i tloušťky mazacího filmu najednou a její finanční nenáročnost. Ovšem tato metoda je časově velmi náročná, počítá se s velkými rozměry matic.

Řešení s využitím rovnice vedení tepla, předešlou metodu inovoval M. Kaneta [20], který mimo Reynoldsovy rovnice využil i parciální diferenciální rovnici pro vedení tepla, která vyjadřuje závislost teploty na hustotě, měrné tepelné kapacitě a času. Jedinou výhodou vůči předešlé metodě je zjištění vlivu tepelné vodivosti na velikost tlaku.

Využití CFD (počítačové dynamiky tekutin), CFD je nástroj na řešení soustavy parciálních diferenciálních rovnic (PDR). Pomocí výpočetní techniky se vytváří simulace znázorňující chování systému obsahující fluidum. Simulace probíhá pomocí výpočtů zahrnujících proudění tekutin, přenos tepla a další související procesy.



Vícesíťová metoda a multilevel integrace jako základní numerická metoda byla využita Gauss-Seidelova iterační metoda (pracující na principu bodové relaxace), která se v prvních iteračních cyklech velmi rychle přibližuje k přesnému řešení. Následně se rychlost iteračního procesu značně zpomalí a řešení se začne zpřesňovat velmi pomalu. Takovéto výpočty probíhají na výpočetní oblasti, která je vymezena pravidelnou sítí diskretních uzlů (cílová síť). Jakmile se iterace zpomalí, přejde se z cílové sítě na zpravidla dvakrát hrubší síť (provede se tzv. restrikce) a tím vzroste rychlost konvergence. Největším přínosem této metody je zvýšení rychlosti konvergence v důsledku snížení počtu matematických operací.

3. UHMWPE

Umělé kloubní náhrady se v posledních 40 letech staly standardní metodou léčby řady ortopedických onemocnění. Ve vyspělých zemích je v současné době implantováno zhruba 1000-1200 kloubních náhrad na 1 milion obyvatel [10]. U naprosté většiny kloubních náhrad je zatím užíván jako jeden z artikulačních povrchů polyetylén o velmi vysoké molekulové hmotnosti tzv. UHMWPE. Podle současných poznatků se jedná o nejlepší polymerní materiál z hlediska biokompatibility, mechanických vlastností (tj. pevnost, houževnatost a dalších) a otěru (tj. uvolňování mikroskopických částic z povrchu polymeru v důsledku vzájemného pohybu komponent TEP). Přesto, vzhledem ke značnému pohybovému zatížení operovaných kloubů, zůstává polyetylenový otěr jednou z hlavních příčin selhání TEP a tudíž i jedním z hlavních témat výzkumů v oblasti aloplastiky [11].

3.1 Historie polyetylenu

Jako osobnost, která definovala mnoho nových myšlenek, jež se nastartovaly a ovlivnily počátek éry moderní aloplastiky, je obecně vnímán sir John Charnley (1911 - 1982). Ten započal s výzkumem artikulačních materiálů v 50. letech minulého století. Postupně formuloval řadu převratných myšlenek. Hned na počátku například definoval, že zásadním faktorem pro úspěch kloubních náhrad je optimalizace otěru, tření a lubrikace mezi artikulujícími povrchy [12].

První verzi totální náhrady kyčelního kloubu s jamkou z polytetrafluoretylenu (PTFE, Teflon) sir Charnley představil v roce 1958 [12, 13]. V květnu 1961 Charnley publikoval své výsledky o "low friction arthroplasty" v Lancetu [14]. Bohužel po několika letech byl u pacientů pozorován masivní otěr jamek z PTFE - do 3 let muselo být údajně revidováno 99 % náhrad.

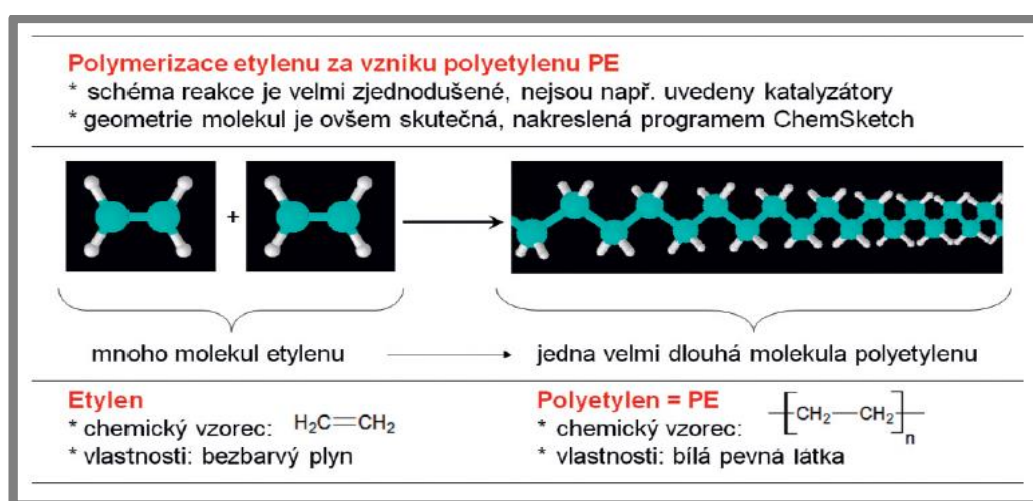
V květnu 1962 přijel do nemocnice ve Wrightingtonu, kde Charnley vedl výzkumný tým, obchodník V. C. Binns. Ten předvedl vzorky nového materiálu - vysokomolekulárního polyetylénu (UHMWPE) jak samotnému Charnleyovi, tak jeho kolegovi - techniku H. Cravenovi. Je paradoxem historie, že Charnleyovi se údajně tento nový materiál nelíbil a odmítl ho. Když ale Charnley odjel na konferenci, rozhodl se Craven přesto UHMWPE otestovat na jeho originálním otěrovém simulátoru. A hned při prvních měřeních zjistil

podstatně lepší otěrové vlastnosti UHMWPE ve srovnání s dříve zkoušenými materiály. Po svém návratu byl Charnley o výsledcích informován a vytušil značný potenciál tohoto materiálu. V listopadu 1962 implantoval první jamku zhotovenou z UHMWPE do těla pacienta.

V dalších desetiletích probíhala řada pokusů o zdokonalení UHMWPE. Žádné zásadní zlepšení kvality však nebylo dosaženo. Naopak, vylepšené materiály nebyly úspěšné. Například na konci 80. let firma DePuy (USA) ve spolupráci s firmou DuPont (USA) zavedla poprvé do praxe polyetylén pod názvem Hylamer. Jednalo se o UHMWPE s modifikovanou strukturou a vysokou krystalinitou. Materiál byl sterilizován iradiací za přítomnosti vzduchu. Do 10 let bylo nutno až u 50 % pacientů provést reimplantaci TEP. V 2001 byl materiál zcela stažen z trhu.

3.2 Základní rozdělení UHMWPE

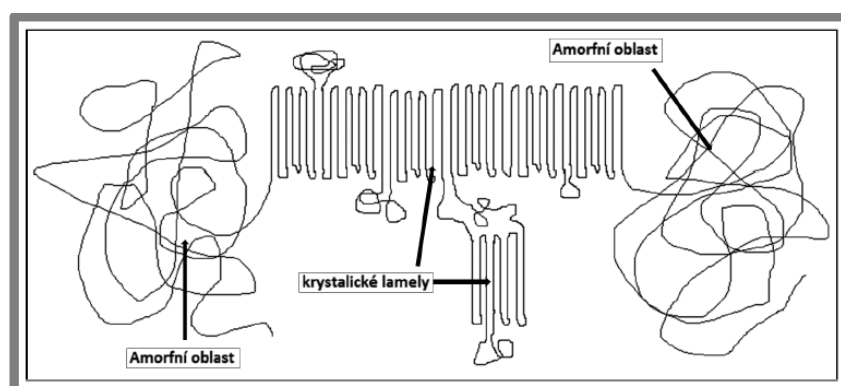
Polyetylén je termoplastický polymer, jehož vlastnosti silně závisí na jeho molekulární i nadmolekulární struktuře, dané polymerací a následným zpracováním. Obecně vzniká dlouhý polymerní řetězec spojením (polymerací) mnoha malých molekul (monomerů). Konkrétně je řetězec pevného polymeru UHMWPE tvořen spojením mnoha molekul plynného etylenu C_2H_4 za vzniku dlouhé molekuly se vzorcem $(-C_2H_4-)_n$, kde polymerační stupeň n dosahuje velmi vysokých hodnot, v případě UHMWPE kolem 200 000 (tj. jedna molekula UHMWPE vzniká spojením zhruba 200 000 molekul etylenu). Názorně, i když velmi zjednodušeně, je polymerace UHMWPE znázorněna na obr. 3.1.



Obr. 3.1 Schéma polymerace polyetylenu (PE), které v této zjednodušené podobě platí pro všechny typy zde uvedených polyetylenů (LDPE, HDPE, UHMWPE) [26]

Existuje mnoho typů polyethylénu. Za dva základní typy lze označit polyetylén o nízké hustotě (LDPE, low-densitypolyethylene) a polyetylén o vysoké hustotě (HDPE, high-densitypolyethylene). LDPE má na základním řetězci relativně četné boční větve, které brání pravidelnému, těsnému uspořádání makromolekul a následné krystalizaci. Tento typ tudíž vykazuje nižší podíl hustší krystalické fáze a nižší průměrnou hustotu ($\rho = 0,91\text{--}0,93 \text{ g/cm}^3$, odtud LDPE). Naopak u HDPE jsou molekuly velmi málo rozvětvené, a tudíž více uspořádané v hustší krystalické fázi, takže roste i průměrná hustota materiálu ($\rho = 0,94\text{--}0,96 \text{ g/cm}^3$, odtud HDPE). U běžných komerčních typů LDPE i HDPE nepřesahuje relativní molekulová hmotnost cca 0,2 milionu g/mol. Speciální typy polyethylénu o vysoké hustotě, používané pro náročnější aplikace včetně ortopedických, však mohou mít relativní molekulovou hmotnost řádově vyšší, 2-9 milionů g/mol, pak jsou označovány jako ultra-vysokomolekulární polyetylén (UHMWPE, ultra-high-molecularweightpolyethylene). Všechny shora zmíněné typy polyethylénu se kromě struktury liší též aplikačními vlastnostmi. Například UHMWPE se používá v ortopedii zejména pro svou vysokou odolnost vůči otěru, spojenou s dostatečnou pevností a houževnatostí.

Pokud jde o polymer UHMWPE, v důsledku extrémně dlouhých polymerních řetězců je schopnost krystalizace makromolekul poněkud omezena. Podíl krystalické fáze je tudíž ve srovnání se standardními typy HDPE podstatně menší a činí kolem 50 %. Krystalické lamely jsou rozptýleny v kontinuální amorfní fázi (obr. 3.2). Charakteristická struktura uděluje tomuto polymeru vlastnosti požadované pro dlouhodobou artikulaci polyetylenové jamky s kovovou či keramickou komponentou, především velmi vysokou odolnost vůči otěru, nízký koeficient tření, ale i značnou pevnost, houževnatost a odolnost proti únavě materiálu. V neposlední řadě vykazuje UHMWPE též velmi dobrou biokompatibilitu, a to přinejmenším dokud se z něho nezačnou uvolňovat větší množství otěrových částic.



Obr. 3.2 Schéma morfologie UHMWPE. Volně podle Kurtze [15]

Hlavní surovinou pro výrobu je vždy reaktivní plyn etylen, který se spojuje do extrémně dlouhých řetězců UHMWPE za vhodně nastavených podmínek (koncentrace, tlak, teplota) a za přítomnosti speciálních katalyzátorů (katalyzátory vedou reakci žádoucím směrem, tj. ke vzniku dlouhých molekul). Kvalita katalyzátorů v posledních letech výrazně stoupla, takže se minimalizovalo riziko nečistot (např. nežádoucí produkty či zbytky katalyzátorů ve finálním produktu).

K výrobě artikulačních komponent kloubních náhrad pomocí výše popsané konsolidace jsou v současnosti užívány dva typy vysokomolekulárního práškového medicínálního UHMWPE:

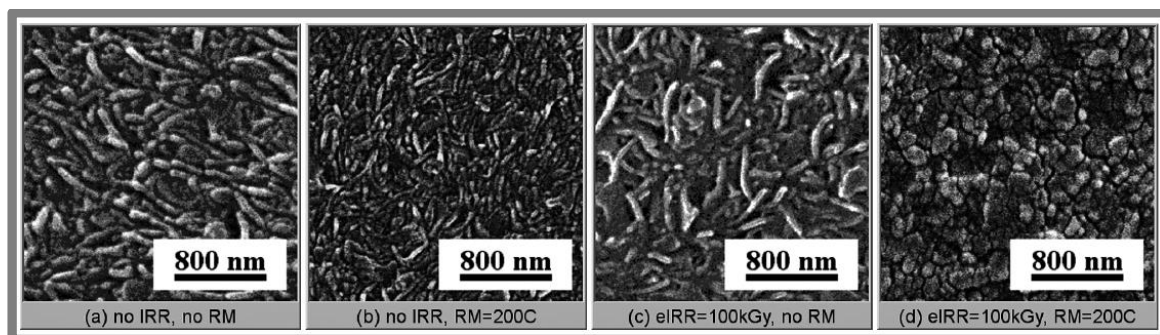
1. UHMWPE konsolidovaný z prášku **GUR 1020**. Jeho molekulová hmotnost je $4,4 \times 10^6$ g/mol. Je vyráběn buď pomocí "compression molding" (firma MediTech jej označuje jako Chirulen 1020) nebo pomocí "ram extrusion" (firma MediTech jej označuje jako Extrulen 1020). Udávaná míra otěru je $49 \text{ mm}^3/\text{milion}$ pohybových cyklů [16].

2. UHMWPE konsolidovaný z prášku **GUR 1050** o mírně vyšší molekulové hmotnosti $7,3 \times 10^6$ g/mol. Lze jej opět vyrábět pomocí obou hlavních technologií (a následně je označován jako Chirulen 1050 či Extrulen 1050). Udávaná míra otěru je mírně nižší $45 \text{ mm}^3/\text{milion}$ pohybových cyklů [15].

Uvedené materiály (Chirulen 1020, Chirulen 1050, Extrulen 1020, Extrulen 1050 z firmy MediTech/Quan-drant (Německo)) a jejich ekvivalenty od dalších výrobců představují základní typy v současnosti používaných UHMWPE. Tyto základní polymery se svými vlastnostmi významněji neliší. Jak ale bylo opakovaně prokázáno, další modifikace (tj. ozařování, tepelné úpravy, sterilizace), mohou výsledné vlastnosti (odolnost vůči otěru, pevnost, tažnost aj.) změnit mnohem více, a to v pozitivním i negativním směru [17, 18], jak je podrobně rozvedeno v následující kapitole.

3.3 Modifikované typy UHMWPE

V předchozí části bylo vysvětleno, že v současnosti vyráběné základní polymery UHMWPE jsou si navzájem strukturou a vlastnostmi velmi podobné. Důvodem je skutečnost, že strukturu a vlastnosti základních polymerů UHMWPE můžeme významně ovlivnit následnými modifikacemi, jak je názorně demonstrováno na obr. 3.3. Modifikace zpravidla zahrnují ozařování, tepelné úpravy a na závěr vždy sterilizaci [19, 20]. V literatuře se dočteme o třech generacích UHMWPE. Každá generace UHMWPE reprezentuje určitý způsob modifikace struktury a vlastností materiálu.



Obr. 3.3 Ukázka na molekulární struktury **UHMWPE** a jejich změn v závislosti na podmínkách dalšího zpracování (modifikace). Změnám struktury odpovídají i změny užitých vlastností materiálu.

Mikrofotografie z rastrovacího elektronového mikroskopu ukazují (a) originální/panenský **UHMWPE**, (b) **UHMWPE** po tepelné úpravě při 200°C, (c) **UHMWPE** po ozáření urychlenými elektrony radiační dávkou 100 kGy, (d) **UHMWPE** po ozáření urychlenými elektrony (100 kGy) a tepelné úpravě (200°C). Bílé oblasti jsou krystalické lamely, tmavé oblasti jsou vyleptané amorfni oblasti. [18]

3.3.1 UHMWPE 1. generace

První generace byla pouze sterilizovaná bez další cílené modifikace struktury. Původně byly polyetylenové komponenty sterilizovány chemicky, např. parami formaldehydu a před použitím krátce propláchnuty ve vařící vodě [20]. Tento postup byl hygieniky odmítnut z hlediska nedostačující likvidace sporulujících mikroorganismů.

Pro zlepšení kvality sterilizace byla zavedena technologie ozáření komponent 25 - 40 kGy za plného přístupu vzduchu. Po určité době se však tato metoda ukázala být omylem kvůli oxidačnímu poškození materiálu. Bylo prokázáno, že při tomto způsobu sterilizace dochází k okamžité i dlouhodobé oxidační degradaci UHMWPE, přičemž oba procesy jsou spojeny se zhoršením odolnosti vůči otěru i dalších mechanických vlastností.

3.3.2 UHMWPE 2. generace

Při výrobě UHMWPE druhé generace je ozáření pomocí gama paprsků (gamma irradiation) nebo urychlených elektronů (e-beam irradiation), které vede k síťování polymerních řetězců - tzv. cross-linking. Pojem síťování znamená vytvoření příčných kovalentních vazeb mezi jednotlivými makromolekulami. Při správném nastavení reakčních podmínek se všechny molekuly navzájem propojí do jedné obří polymerní sítě, což si lze představit i tak, že celý materiál vlastně tvoří jedna jediná trojrozměrná molekula.

Na tomto místě zdůrazníme rozdíl mezi síťováním a sterilizací, oba postupy používají ionizujícího záření a mají podobný účinek, ale u síťování se používá vyšších dávek (> 50 kGy), zatímco u sterilizace nižších dávek (< 40 kGy, typicky kolem 25 kGy). Při obou procedurách (síťování, sterilizace) tedy dochází k určitému síťování (u vlastního síťování ale v mnohem větším rozsahu) i ke vzniku zbytkových radikálů (které jsou příčinou oxidativní degradace). Síťováním řetězců se mění vlastnosti UHMWPE:

- stoupá molekulová hmotnost,
- výrazně se zvyšuje odolnost vůči otěru,
- mírně klesají základní mechanické vlastnosti: pevnost, tažnost, houževnatost

Míra síťování závisí na radiační dávce při ozařování. Při správném provedení stupeň síťování s radiační dávkou roste. V řadě prací se rozlišují dva typy polyetylénu podle stupně síťování:

1. Moderately crosslinked UHMWPE (mírně síťovaný UHMWPE)

K síťování je užita radiační dávka do 40 kGy, což odpovídá dávkám používaným při starších typech sterilizace pomocí gama záření. Většina starších typů UHMWPE byla tedy vlastně mírně síťována, protože sterilizace gama zářením, u nich byla zdaleka nejčastější. Při testování tohoto materiálu klesá celkový počet otřených částic, narůstá ale počet částic menších než $1\text{ }\mu\text{m}$, které mají vyšší tzv. funkční biologickou aktivitu, tedy působí spuštění nežádoucí odezvy tkání [21, 22].

2. Highly crosslinked UHMWPE (vysoce síťovaný UHMWPE).

K síťování je užita radiační dávka kolem 50-100 kGy, což už odpovídá cílené modifikaci polymeru pomocí ozařování. Při pokusech *in vitro* podstatně klesá celkový počet otřených částic bez ohledu na velikost. Opět je vyšší relativní zastoupení otřených částic pod

1 μm . Vzhledem k uvedenému nižšímu absolutnímu množství částic je tak ve srovnání s "moderately crosslinked" UHMWPE tzv. funkční biologická aktivita (tedy míra nežádoucí tkáňové odezvy) nižší.

3.3.3 UHMWPE 3. generace

V současnosti se vyvíjí UHMWPE třetí generace, který by měl mít tytéž výhodné vlastnosti jako UHMWPE druhé generace a navíc nezhoršené mechanické vlastnosti. Výroba UHMWPE třetí generace je v některých případech založená na podobných postupech jako výroba UHMWPE druhé generace (síťování, tepelné úpravy), některé postupy jsou nové (například stabilizaci vitaminem E, modifikované tepelné úpravy, úpravy pomocí vysokého tlaku). Hlavním smyslem při výrobě UHMWPE třetí generace je vyhnout se tepelné úpravě materiálu "remeltingem", která na jedné straně odstraní všechny zbytkové radikály a podstatně tak zvýší oxidační stabilitu polymeru, na druhé straně ale mírně zhorší zmíněné mechanické vlastnosti. V současnosti jsou užívány následující technologie:

1. Sequential irradiation (sekvenční ozařování)

Sekvenční ozařování spočívá v tom, že namísto jednoho ozáření (např. 90 kGy) a jednoho "annealingu" (např. 110 °C) se použijí tři ozáření třetinovou dávkou (např. 3x30 kGy), přičemž po každém ozáření následuje "annealing" (např. 3x110 °C). Tím by se mělo dosáhnout vyšší síťové hustoty a lepších vlastností a přitom podstatně nižší koncentrace zbytkových radikálů než u standardního postupu [23].

2. UHMWPE blended with vitamin E (UHMWPE smíchaný s vitaminem E)

Další technologie výroby UHMWPE 3. generace tkví ve využití antioxidantů jako příměsí do materiálu aplikovaného *in vivo* [24]. V současnosti je jediným povoleným antioxidantem pro medicíně UHMWPE biokompatibilní vitamin E, neboli α -tokoferol. Vitamin E je napolární látka, nerozpustná v polárním vodném prostředí a naopak dobře rozpustná v napolárních polyolefinech (mezi které patří i UHMWPE), takže má jen malou tendenci se uvolňovat z UHMWPE implantátů do organismu.



3. UHMWPE doped with vitamin E (UHMWPE dopovaný vitamínem E)

Další způsob výroby UHMWPE třetí generace vychází se ze standardního UHMWPE, který se v prvním kroku ozáří (čímž dojde k zesíťování), ve druhém kroku se síťovaný polymer ponoří do roztoku vitamínu E za vysoké teploty. Při daných podmínkách dojde k difúzi vitamínu E dovnitř polymeru, přičemž se vylapají zbytkové radikály [25].

4. High-pressure UHMWPE (vysokotlaký UHMWPE)

Někdy označovaný jako HP-UHMWPE nebo HP-PE. Další možnou technologií pro modifikaci je vystavení UHMWPE vysokému tlaku. Ačkoli mechanické vlastnosti byly skutečně o něco lepší než u jiných tehdy používaných typů UHMWPE, průměrná životnost kloubních náhrad s Hylamerem byla výrazně kratší. V současnosti jsou ale opět testovány nové varianty UHMWPE, modifikované vysokým tlakem, které nedostatky Hylameru již nemají.

3.4 Mechanické vlastnosti UHMWPE

Obecně patří UHMWPE do skupiny termoplastických polyethylenů s ultra vysokým polymeračním stupněm a jeho struktura je tvořena extrémně dlouhými uhlovodíkovými řetězci s velkou ohebností vazeb. V důsledku toho pak vznikají sítě v nadmolekulární struktuře, které tomuto plastu dodávají vysokou odolnost vůči otěru (v některých formách až o 15 krát více odolné proti otěru než uhlíkové oceli) a opotřebení, vysokou rázovou a vrubovou houževnatost, vysokou pevnost, nízký součinitel tření (výrazně nižší než u nylonu a acetalu), vysoká elektrická pevnost, nízká tepelná a elektrická vodivost.

Dále vysoká chemická odolnost vůči většině chemických sloučenin, zejména kyselinám a zásadám (s výjimkou oxidačních kyselin), polárním organickým rozpouštědlům a elektrolytům. UHMWPE je hygienicky nezávadný a biologicky kompatibilní (platí pouze pro bílou barvu) a má nízkou hustotu - je lehčí než voda. Základní fyzikálně-mechanické vlastnosti jsou uvedeny v tabulce 3.1.

Z výše uvedených vlastností pak vyplývá nejčastější použití dílů a součástí, což jsou požadavky na vysokou otěruvzdornost, vysoké mechanické namáhání a to i cyklické při vysokých frekvencích, např. totální náhrady kyčelních či kolenních kloubů.[28]

Mechanické vlastnosti	Norma	Jednotky	Hodnoty
Napětí v tahu na mezi kluzu	ISO 527	MPa	≥ 21
Napětí v tahu na mezi pevnosti	ISO 527	MPa	≥ 35
Prodloužení při přetržení	ISO 527	%	≥ 300
Modul pružnosti v tahu	ISO 527	MPa	approx. 720
Rázová houževnatost (Charpy)	ISO 179	kJ/m ²	bez lomu
Vrubová rázová houževnatost (Charpy)	ISO 11542-2	kJ/m ²	≥ 180
Tvrdost (metoda kuličkou)	ISO 2039-1	N/mm ²	30 – 35
Tvrdost Shore D (3/15 s)	ISO 868	-	60 – 65

Tab. 3.1 Mechanické vlastnosti UHMWPE

3.5 Srovnání UHMWPE různých generací

- **UHMWPE 1. generace:** základní odolnost vůči otěru, nižší odolnost vůči oxidativní degradaci, dostatečné mechanické vlastnosti,
- **UHMWPE 2. generace:** zvýšená odolnost vůči otěru, zvýšená odolnost vůči oxidativní degradaci, mírně zhoršené mechanické vlastnosti oproti první generaci,
- **UHMWPE 3. generace:** zvýšená odolnost vůči otěru, zvýšená odolnost vůči oxidativní degradaci, lepší mechanické vlastnosti než UHMWPE 2. generace, srovnatelné nebo dokonce lepší než u UHMWPE 1. generace.

V současné době se všechny tři generace UHMWPE používají paralelně, přičemž se postupně přecházejí na vyšší generaci materiálů a na modernější způsoby sterilizace. Pro úplnost ještě poznamenejme, že terminologie při označování různých generací UHMWPE naneštěstí není jednotná. Například řada autorů označuje námi definovaný UHMWPE 1. generace pouze jako (nemodifikovaný) UHMWPE, zatímco UHMWPE 2. generace bývá nazýván síťovaný UHMWPE 1. generace a konečně UHMWPE 3. generace se též uvádí jako síťovaný UHMWPE 2. generace. Proto se při porovnávání různých typů UHMWPE musíme řídit spíše konkrétními vlastnostmi materiálu než jeho zařazením do určité generace, které může být nejednoznačné.

Působením různých fyzikálních vlivů na UHMWPE lze podstatně modifikovat jeho strukturu a mechanické vlastnosti. Síťování (crosslinking) působením ozařování zlepšuje otěrové vlastnosti UHMWPE, ale současně má za následek zhoršení některých mechanických vlastností a urychluje následnou oxidaci. Pro síťované typy UHMWPE je tudíž nezbytná další úprava působením tepla, tlaku či přidáním antioxidantů. Ke sterilizaci by měla vždy být volena expozice etylenoxidu či plynné plazmě, aby oxidační odolnost zůstala na vysoké úrovni. Přesná pravidla má i způsob balení a skladování tak, aby se co nejvíce omezil přístup vzduchu a světla před implantací. [26]

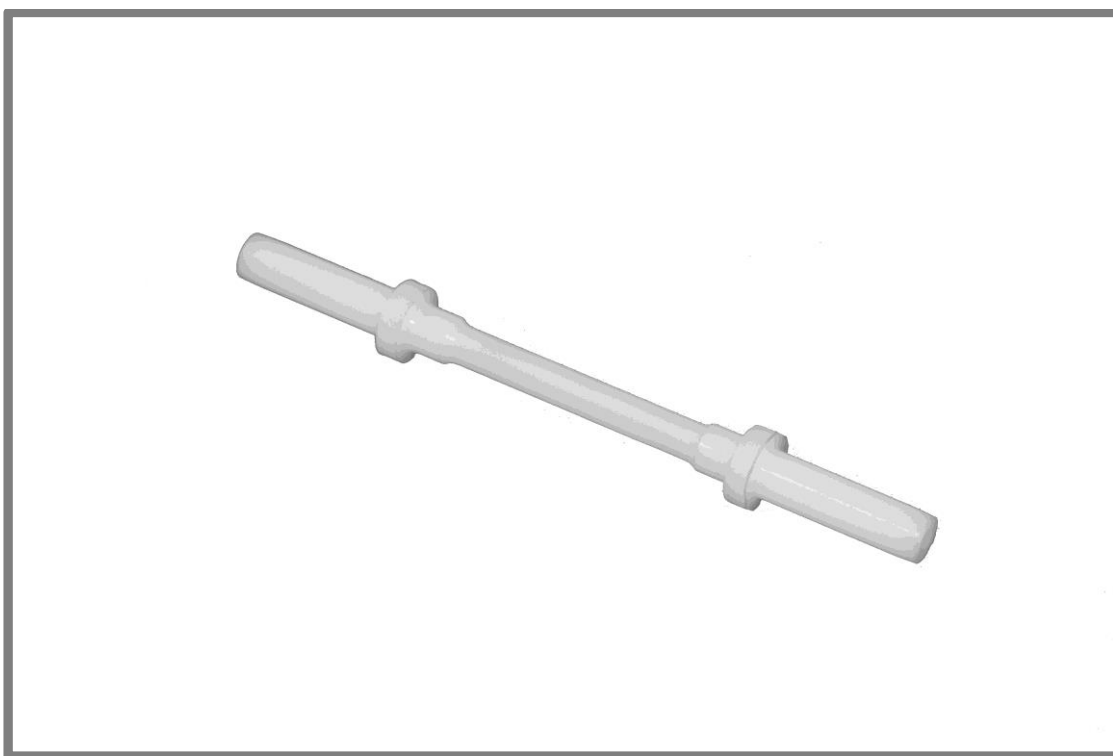
4. Příprava vzorků a pracoviště pro experiment

4.1 Příprava vzorků

Pro realizaci experimentu byl použit materiál z vysokomolekulárního polyethylenu (UHMWPE) od firmy MEDITECH pod označením CHIRULEN 1020. Který byl zakoupen v kruhovém profilu o rozměrech 80 x 1000 mm.

Tento profil byl rozdělen na menší části, z nichž byly zhotoveny vzorky z části pro tahovou zkoušku (obr. 4.1) a z části pro vzorky určené k zjišťování kontaktních tlaků (obr. 4.2) a ocelovou kuličkou.

Vzorky pro tahovou zkoušku byly vyrobeny firmou Beznoska s.r.o. na rozměry, které udává norma pro tahovou zkoušku.



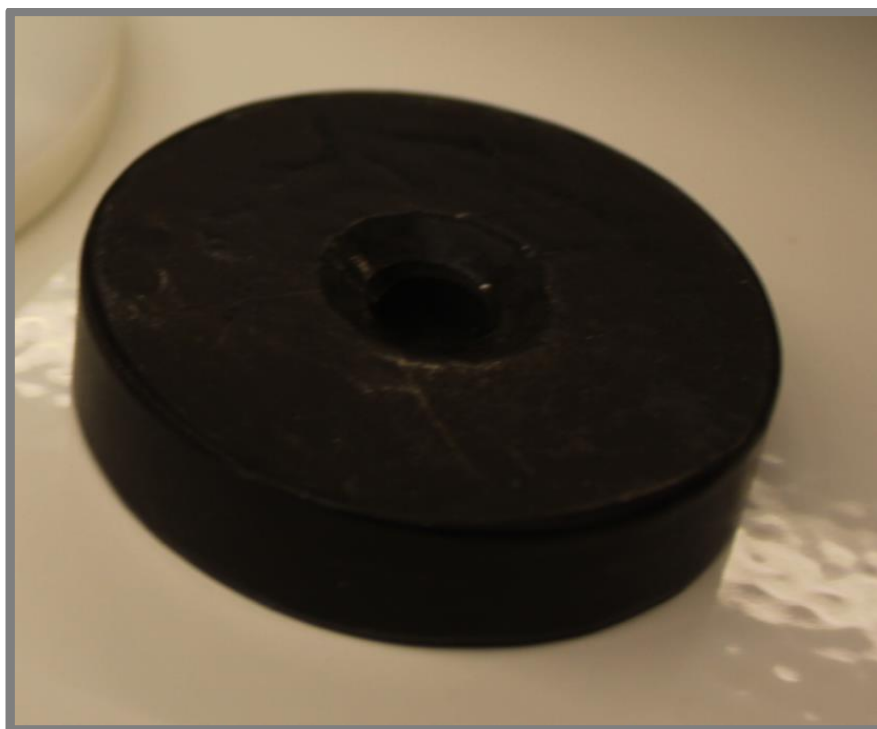
Obr. 4.1 Vzorek pro zkoušku tahem

Pro experimentální zjišťování kontaktních tlaků byly zhotoveny vzorky o rozměrech průměru 80 x 6 (7) mm (obr. 4.2), do kterých byla následně vtlačována ocelová kulička.



Obr. 4.2 Disk z UHMWPE pro experimentální zjišťování kontaktních tlaků

Pro kuličku byl zhotoven ocelový přípravek, aby byly zamezeny posuvy v ostatních osách (x , z), (obr. 4.3).

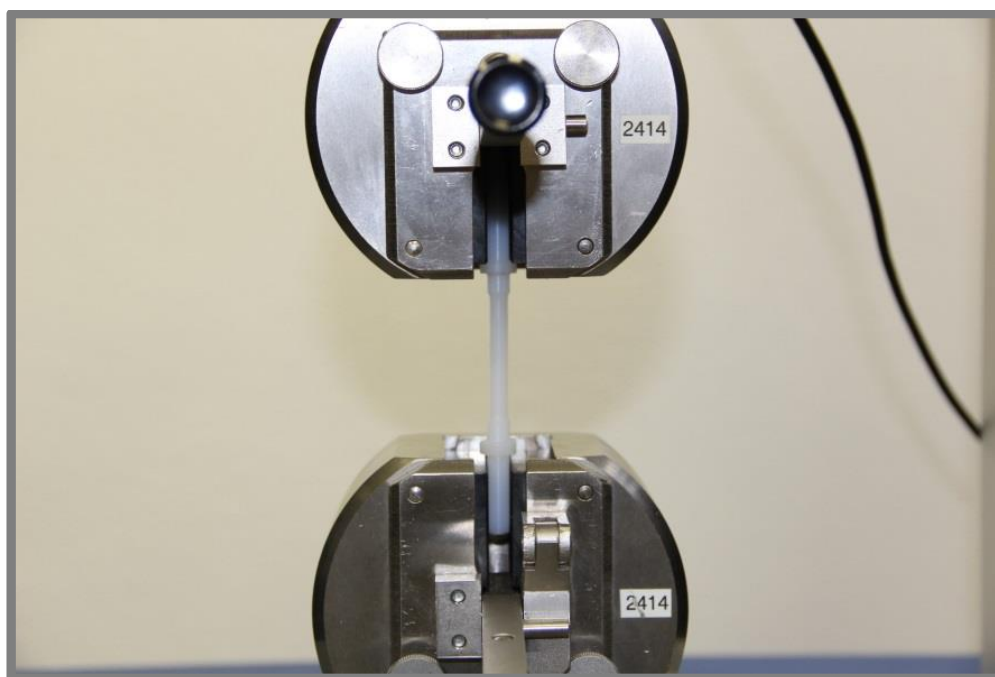


Obr. 4.3 Přípravek zamezující posuvy v osách (x , z)

4.2 Příprava pracoviště pro tahovou zkoušku

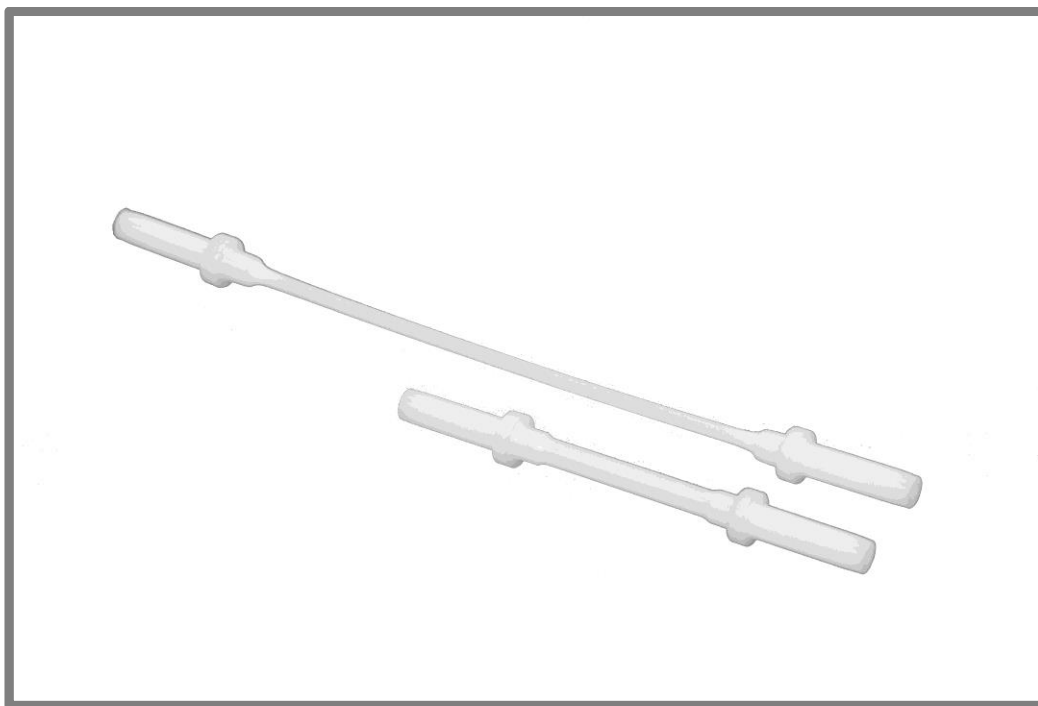
Pro určení modulu mechanických vlastností UHMWPE bylo přistoupeno k tahovým zkouškám. Hlavním cílem těchto zkoušek bylo určení smluvního diagramu a modulu pružnosti. Vzorky pro tahovou zkoušku byly zhotoveny dle normy ČSN EN ISO 527 (obr. 4.1).

Zkouška tahem byla prováděna na trhacím stroji značky TIRA test 2810. Na plochu pracovního stroje byly upevněny svěrné tahové čelisti a snímač síly (10 kN). Universální zatěžovací stroj TIRAtest byl řízen pomocí firemního softwaru. Řídící podmínky byly nastaveny pro jednoosou tahovou zkoušku, viz níže. Poté se upnul vzorek do svěrných čelistí a řádně zajistil (obr. 4.4).



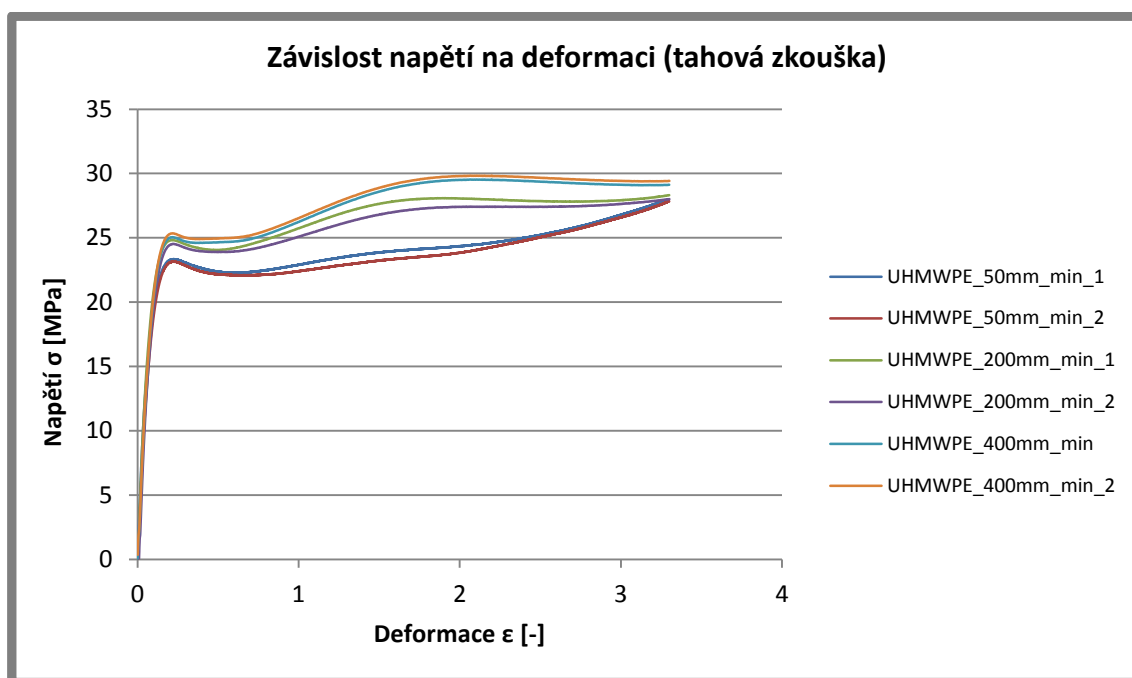
Obr. 4.4 Upnutý vzorek v tahových čelistech

Při zkoušce tahem bylo použito šest vzorků, které byly zatěžovány různou rychlostí. První dva vzorky se zatěžovaly rychlostí $50 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$, další dva vzorky rychlostí $200 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$, a poslední dva vzorek rychlostí $400 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$. Vzorky se zatěžovaly do 300 % deformace. Počáteční a konečná geometrická konfigurace (rozměr) je na obr. 4.5.



Obr. 4.5 Počáteční a konečná konfigurace vzorku

Data ze softwaru byla zpracována v prostředí softwaru MS EXCEL. Graf závislosti smluvního napětí na deformaci viz níže.

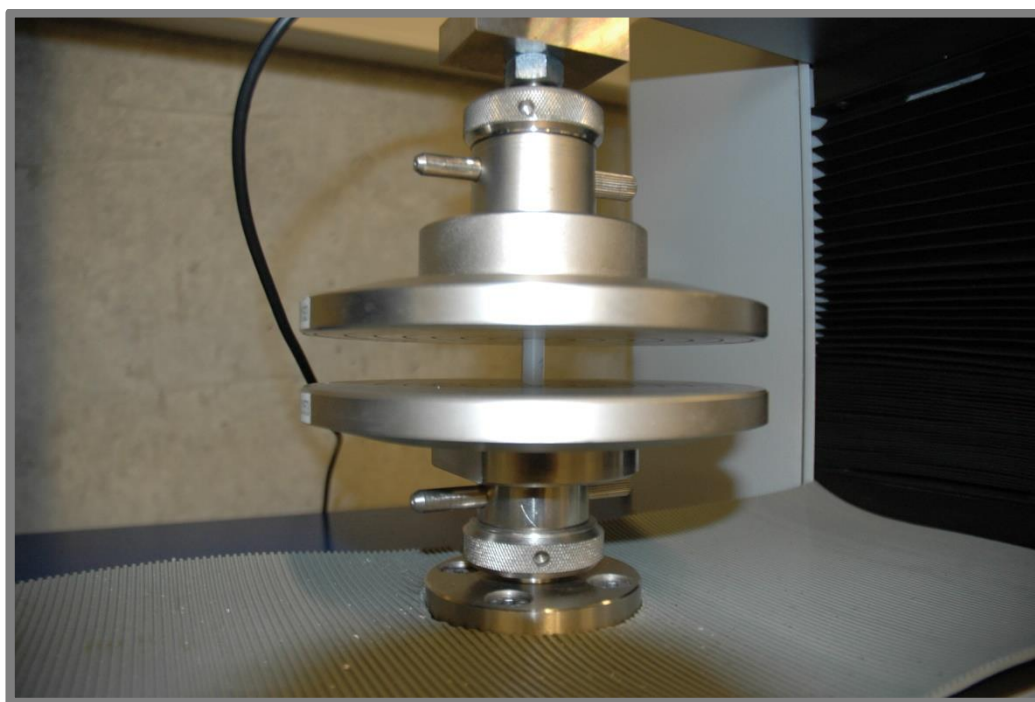


Graf 4.1 Závislost napětí na deformaci pro tahovou zkoušku UHMWPE

4.3 Příprava pracoviště pro zkoušku tlakem

Pro srovnání modulu mechanických vlastností UHMWPE byla také provedena tlaková zkouška. Cílem tlakové zkoušky bylo získání smluvního diagramu a modulu pružnosti a porovnání těchto hodnot s hodnotami, které jsme získali ze zkoušky tahové. Vzorky pro tlakovou zkoušku byly zhotoveny dle normy ČSN EN ISO 604.

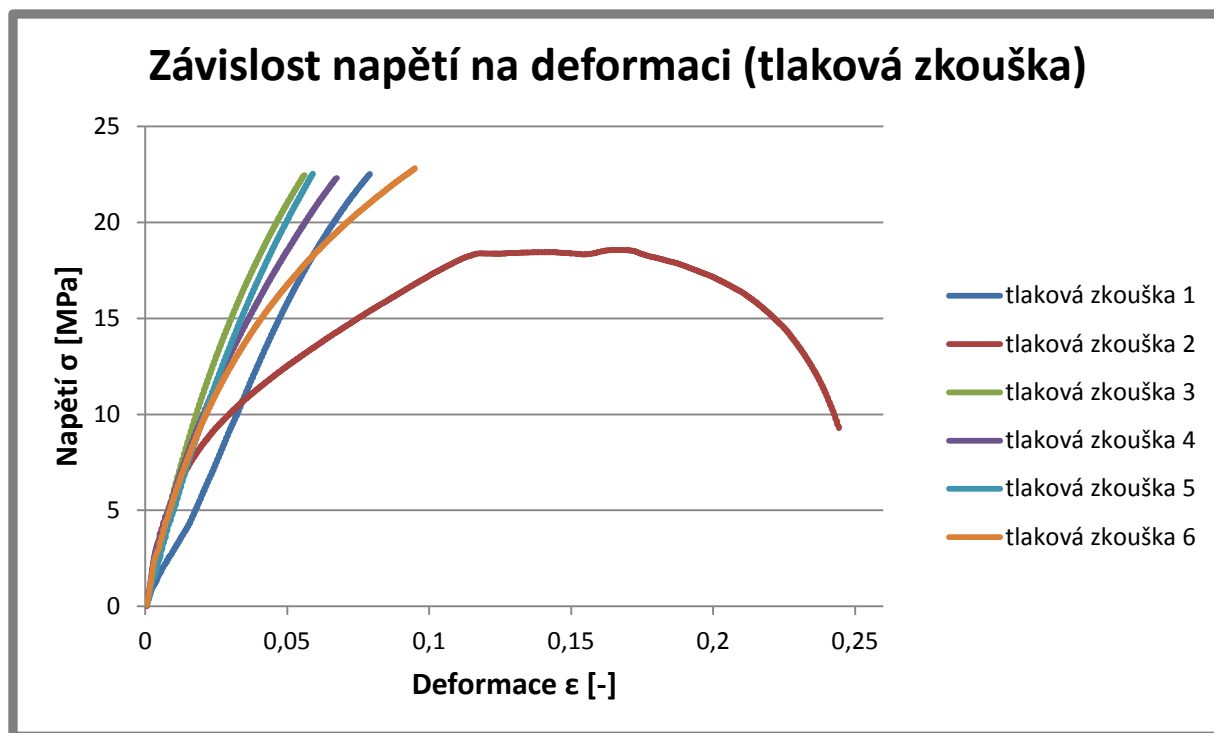
Tlaková zkouška byla taktéž jako zkouška tahová provedena na trhacím stroji značky TIRA test 2810. Na pracovní plochu byl umístěn snímač síly (10 kN) a byly upevněny tlakové čelisti (obr. 4.6). Řídící podmínky byly nastaveny pro jednoosou tlakovou zkoušku. Následně se mezi tlakové čelisti vložil vzorek a pomocí řídicího systému stroje TIRA se čelisti přiblížily přesně ke vzorku. Poté se ve firemním softwaru vynulovala síla a posuv a zkouška tlakem byla zahájena.



Obr. 4.6 Vzorek upnutý mezi tlakovými čelistmi

V tlakové zkoušce bylo použito celkem 6 vzorků, které jsme zatěžovali jednotnou rychlostí posuvu $50 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$, vzorky se zatěžovaly do celkové silové hranice 1100N.

Data ze softwaru byla zpracována v prostředí softwaru MS EXEL. Graf závislosti napětí na deformaci viz níže.



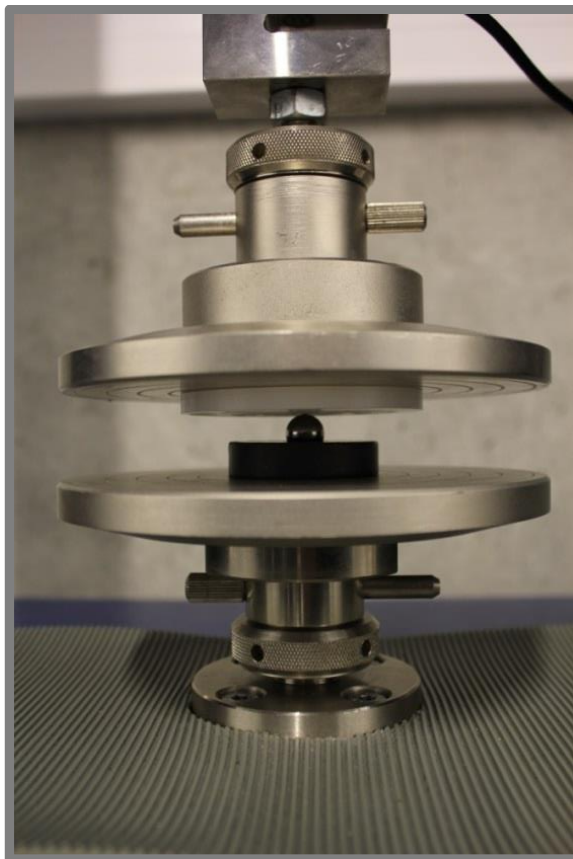
Graf 4.2 Závislost napětí na deformaci (tlaková zkouška)

Na grafu 4.2 vidíme křivky zkoušených vzorků, které přibližně do 8 MPa mají podobný průběh tlakové zkoušky. Vzorek č. 2 se při tlakové zkoušce zborstil, čemuž odpovídá křivka v grafu 4.2.

4.4 Příprava pracoviště pro experimentální zjišťování kontaktních tlaků

Experimentální měření kontaktních tlaků ocelové kuličky na UHMWPE bylo stejně jako tahová zkouška prováděno na stroji TIRAtest 2810.

Na trhací stroj byly připevněny standardizované tlakové čelisti a snímač síly (10 kN). Na spodní čelist byl umístěn přípravek zhotovený pro ocelovou kuličku k zamezení posuvu v ostatních osách (x , z). Poté se kulička umístila do přípravku a s horní čelistí jsme se přiblížili tak, aby bylo možné vložit vzorek mezi čelisti a kuličku (obr. 4.7). Po mírném stlačení jsme vynulovali sílu a posuv. Řídící podmínky byly nastaveny pro jednoosou tlakovou zkoušku, viz dále.



Obr. 4.7 Umístění vzorku mezi čelistmi a přípravkem s kuličkou

Poté mohl začít vlastní experiment a měření, kulička byla do UHMWPE vtlačována silou 6 kN a na této síle se setrvalo 4 minuty, než se ustálila hodnota posuvu. Měření bylo provedeno celkem 5x na dvou vzorcích (obr. 4.8). Data byla opět importována do softwaru MS EXCEL, kde byla dále zpracována.



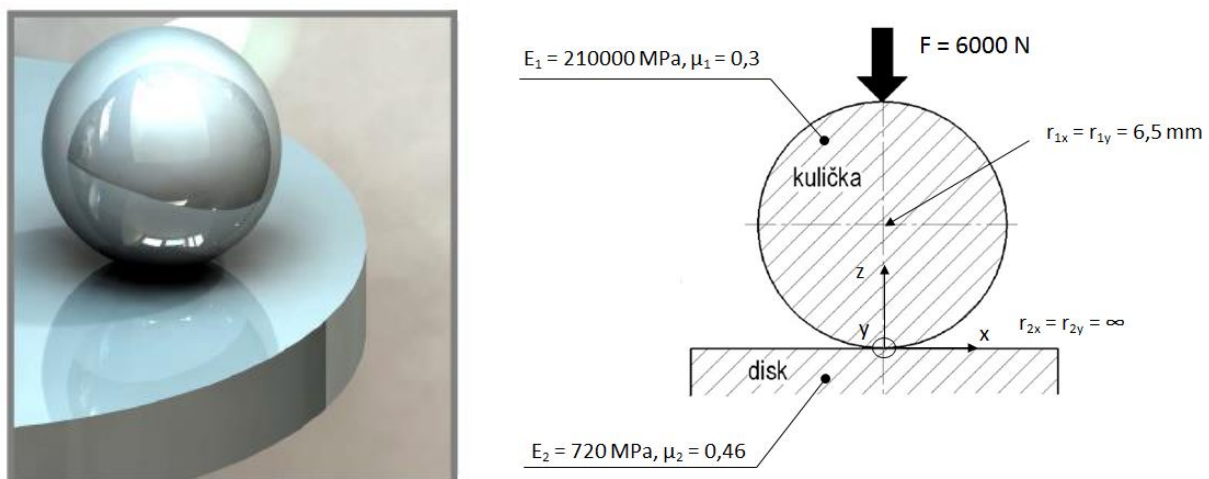
Obr. 4.8 Zkušební vzorek po zkouškách

5. Řešení kontaktní úlohy

K řešení kontaktní úlohy se v současné době používají nejčastěji dvě metody. Jedná se o řešení analytické a numerické. Pro numerické řešení se využívá softwarových nástrojů, kterými jsou například ANSYS, ABAQUS, MARC a další. Analytické řešení vychází z Hertzovy teorie kontaktu těles. Tato teorie byla odvozena na základě zjednodušujících předpokladů, tudíž se výsledné hodnoty mohou částečně lišit od hodnot skutečných. Mezi základní zjednodušující předpoklady patří úvaha o zanedbání tření a statickém zatěžování. V počáteční fázi se tělesa dotýkají v jediném bodě, jsou z materiálu, který je homogenní, izotropní a lineárně elastický. Předpokládá se malá deformace a malá styková plocha vzhledem k rozměrům tělesa.

5.1. Analytické řešení kontaktní úlohy

V této části je uveden příklad analytického řešení pomocí Hertzovy teorie s danými vzorky. Ocelová kulička o průměru 13 mm je vtlačována silou 6 kN do disku vyrobeného z UHMWPE.



Obr. 5.1 Ocelová kulička vtlačovaná do disku z UHMWPE [1]

Znamé parametry ocelové kuličky:	průměr kuličky	$d = 13 \text{ mm}$
	Youngův modul	$E_1 = 210 \text{ GPa}$
Znamé parametry UHMWPE:	Poissonova konst.	$\mu_1 = 0,3$
	Youngův modul	$E_2 = 720 \text{ MPa}$



	Poissonova konst.	$\mu_2 = 0,46$
Zatěžující síla		$F = 6000 \text{ N}$

Výraz pro kontaktní tlak uvnitř elipsy v místě (x, y) lze vyjádřit:

$$p_{(x,y)} = p_{max} \sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2}} \quad 2.1$$

Kde maximální hodnota kontaktního tlaku p_{max} je v době teoretického dotyku:

$$p_{max} = \frac{3F}{2\pi ab} \quad 2.2$$

F je zatěžující síla, a a b jsou osy elipsy, které dopočítáme ze vztahů:

$$a = \alpha \left(\frac{Fm}{n} \right)^{(1/3)} \quad 2.3$$

$$b = \beta \left(\frac{Fm}{n} \right)^{(1/3)} \quad 2.4$$

Kde n je materiálová konstanta a m geometrická konstanta, vztahy pro výpočet jsou následující:

$$n = \frac{8E_1E_2}{3[E_2(1 - \mu_1^2) + E_1(1 - \mu_2^2)]} \quad 2.5$$

$$m = \frac{4}{\frac{1}{r_{1x}} + \frac{1}{r_{1y}} + \frac{1}{r_{2x}} + \frac{1}{r_{2y}}} \quad 2.7$$

Úhel Θ dostaneme:

$$\Theta = \arccos \left(\frac{B}{A} \right) \quad 2.8$$



Pomocné konstanty A, B získáme:

$$A = \frac{2}{m} \quad 2.9$$

$$B = \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{1}{r_{1x}} - \frac{1}{r_{1y}}\right)^2 + \left(\frac{1}{r_{2x}} - \frac{1}{r_{2y}}\right)^2 + 2\left(\frac{1}{r_{1x}} - \frac{1}{r_{1y}}\right)\left(\frac{1}{r_{2x}} - \frac{1}{r_{2y}}\right)\cos(2\Phi)} \quad 2.10$$

Kde r_{1x} a r_{1y} jsou hlavní poloměry křivosti prvního tělesa a r_{2x} a r_{2y} tělesa druhého. E_1 a E_2 jsou Youngovy moduly pružnosti a μ_1 a μ_2 jsou Poissonovy konstanty těles. Úhel Φ je mezi rovinami největšího zakřivení.

Posunutí mezi tělesy lze vyjádřit jako:

$$w = \gamma \left(\frac{F^2}{n^2 m} \right)^{(1/3)} \quad 2.11$$

Úhel γ nalezneme v tabulce 5.1.

úhel θ [°]	α	β	γ	úhel θ [°]	α	β	γ
10	6,612	0,319	0,851	60	1,486	0,717	1,875
20	3,778	0,408	1,22	65	1,378	0,759	1,912
30	2,731	0,493	1,453	70	1,284	0,802	1,944
35	2,397	0,53	1,55	75	1,202	0,846	1,967
40	2,136	0,567	1,637	80	1,128	0,893	1,985
45	1,926	0,604	1,709	85	1,061	0,944	1,996
50	1,754	0,641	1,772	90	1	1	2
55	1,611	0,678	1,828				

Tab. 5.1 Konstanty α , β , γ pro úhel ϑ [9]



Vypočtené hodnoty kontaktního tlaku pro tento příklad jsou uvedeny v tabulce 5.2.

Znamé hodnoty	F [N]	r_{1x} [mm]	r_{1y} [mm]	r_{2x} [mm]	r_{2y} [mm]	E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	μ_1	μ_2
	6000	6,5	6,5	∞	∞	210000	720	0,3	0,46
Dopočítané hodnoty	p_{\max} [MPa]	a [mm]	b [mm]	w [mm]	m	n	A	B	α
	283,3	3,18	3,18	1,557	13	2425,7	0,1538	0	1
	β	γ	Θ [°]	Φ [°]					
	1	2	90	0					

Tab. 5.2 Získané výsledky příkladu řešeného analyticky pomocí Hertzovy teorie

5.2 Numerické řešení kontaktní úlohy

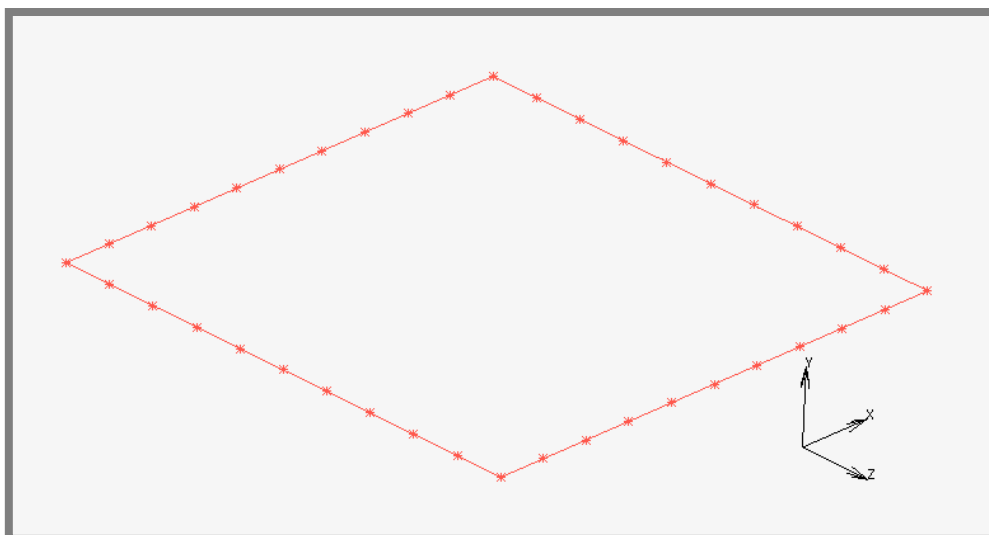
V této části je uvedena tvorba modelu a numerické řešení pomocí metody konečných prvků. Model ocelové kuličky je vtlačován do destičky z UHMWPE.

5.2.1 Tvorba MKP modelu

K vytvoření modelu a následnému numerickému řešení dané úlohy (tlak kuličky na destičku z UHMWPE) byl vybrán software MarcMentat 2013.1.0.

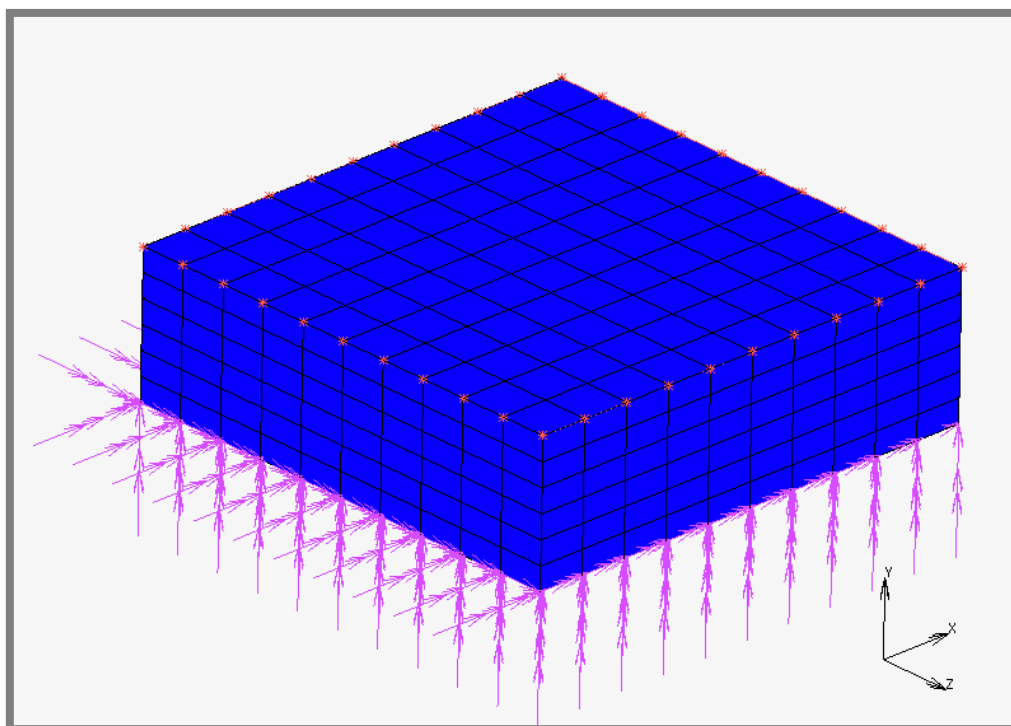
5.2.1.1 Tvorba geometrie, sítě a okrajových podmínek destičky

Geometrie destičky byla tvořena v kartézském souřadnicovém systému, vzhledem k velikosti vzorku jsme model destičky mohli zmenšit pro rychlejší výpočet. Rozměry modelu destičky tedy jsou 20x20x6 mm. Nejprve se vytvořili klíčové body (rozměry destičky), které se následně spojili křivkami a rozdělili na dílčí části (obr. 5.2) úseky po 2 mm (rozměry elementů).



Obr. 5.2 Rozdělení křivek na dílčí části

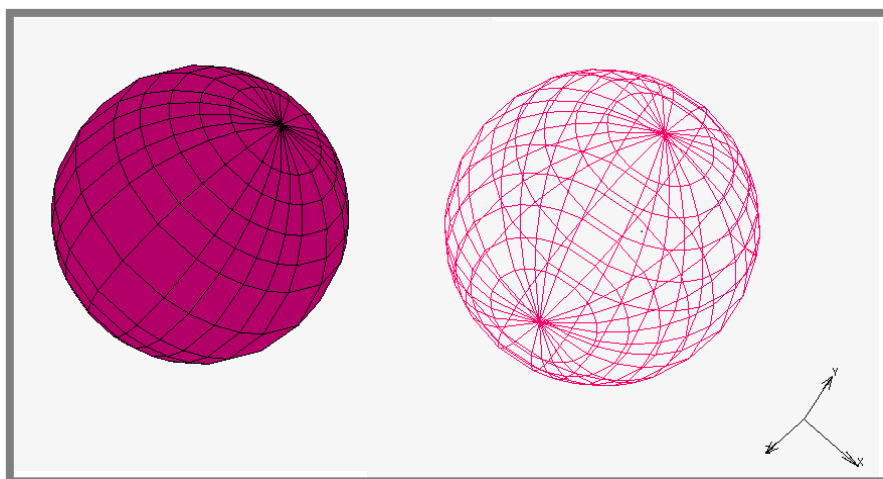
Následně se vytvořila plocha mapované sítě, ze které byl dále vygenerován objem rozdělený po 1 mm na celkem 6 částí (tloušťka zkušební vzorku), dostali jsme tedy objem o 600 elementech. V celém objemu se použily prvky element type 7, čili prvky kvadratické, které mají tvar kvádrů s celkovým počtem 8 uzlů (uzly pouze ve vrcholech). Na takto vzniklém objemu se v uzlech spodní hrany aplikovaly okrajové podmínky zamezující posuv a rotaci ve všech směrech, čímž se zajistila simulace upevnění destičky v měřicím zařízení (obr. 5.3).



Obr. 5.3 Vygenerovaný objem s okrajovými podmínkami

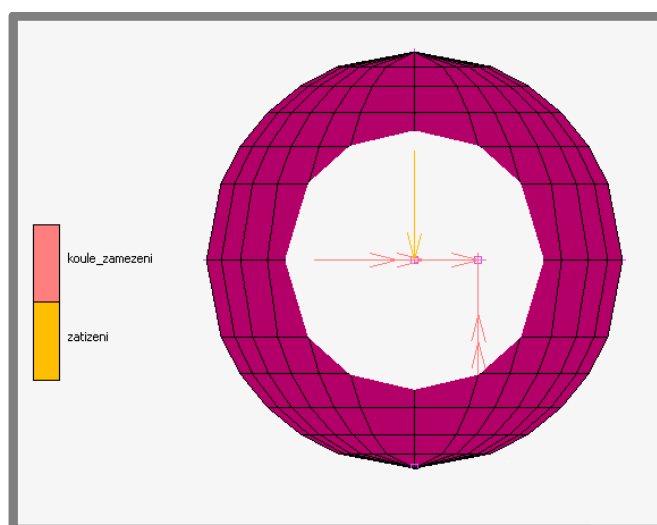
5.2.1.2 Tvorba geometrie, sítě a okrajových podmínek kuličky

Stejně jako u tvorby destičky i u kuličky se nejprve zadaly souřadnice klíčových bodů (rozměry kuličky) a poté se vytvořily křivky, které se rozdělily na dílčí části. Následovala automatická generace mapované sítě na modelu kuličky (obr. 5.4). Model kuličky byl zadán jako skořepina (shell) a jako absolutně tuhé těleso. Toto zjednodušení jsme provedli za předpokladu materiálových vlastností obou vzorků. Rozměr modelu kuličky je 13 mm.



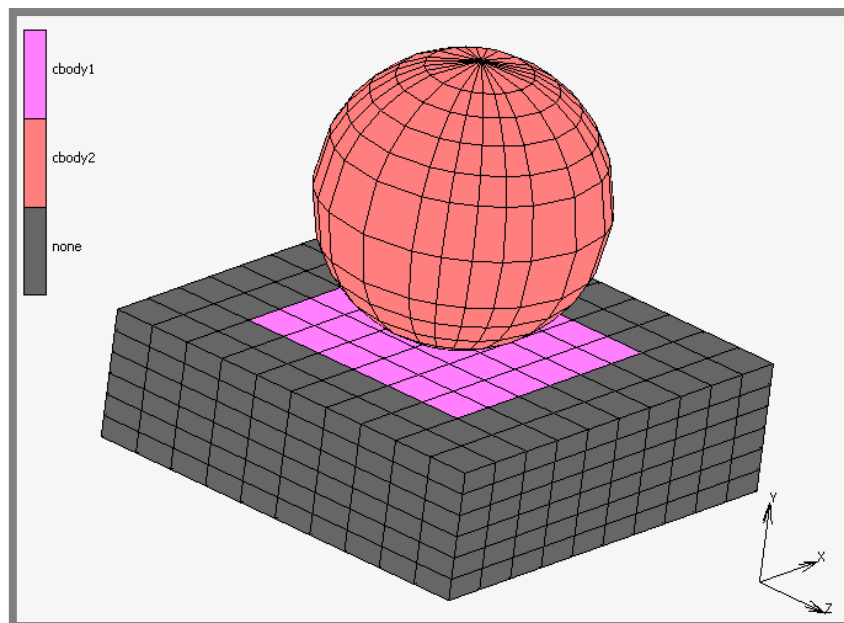
Obr. 5.4 Sít' modelu kuličky (solid, wireframe)

Modelu kuličky byly zadány dvě okrajové podmínky. Jedna z nich zamezuje posuvy v osách x a z a veškeré rotace. Jelikož sílu můžeme posouvat po její nositelce, umístili jsme druhou okrajovou podmínku do středu modelu kuličky, přičemž tato okrajová podmínka simuluje zatížení o velikosti 6 kN na měřicím zařízení při vtlačování kuličky do vzorku destičky z UHMWPE (obr. 5.5).



Obr. 5.5 Okrajové podmínky modelu kuličky

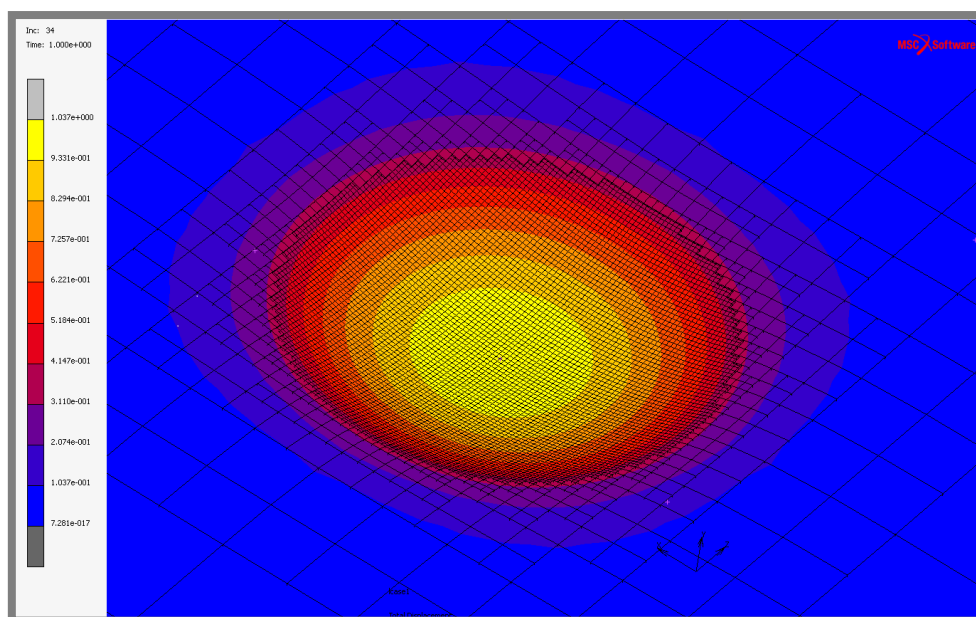
Následně byl zadán kontakt mezi oběma tělesy a součinitel tření byl zanedbán (obr. 5.6).



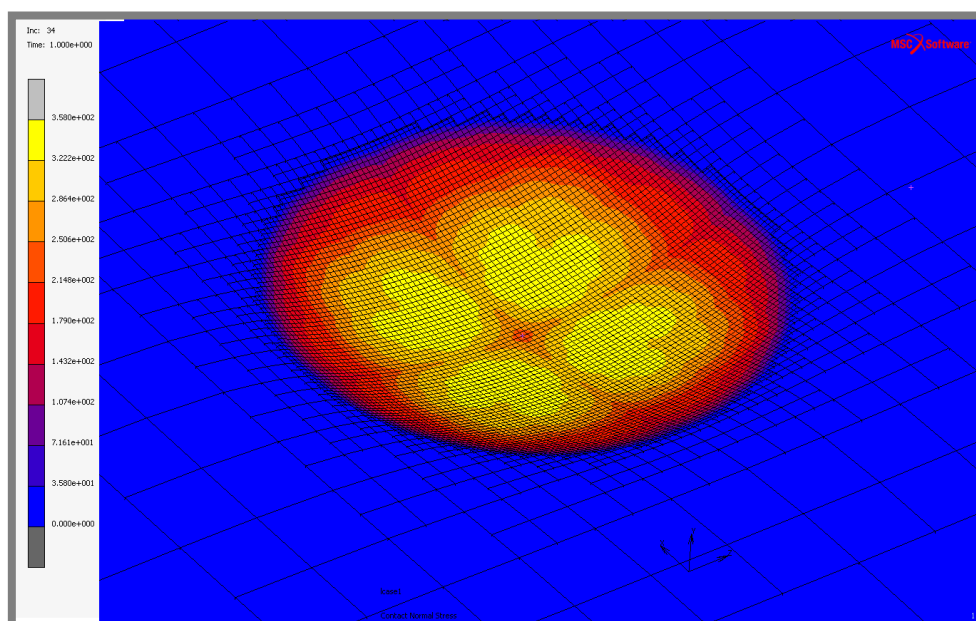
Obr. 5.6 Definovaný kontakt mezi tělesy

5.3 Výsledky numerické simulace (lineární materiálový model)

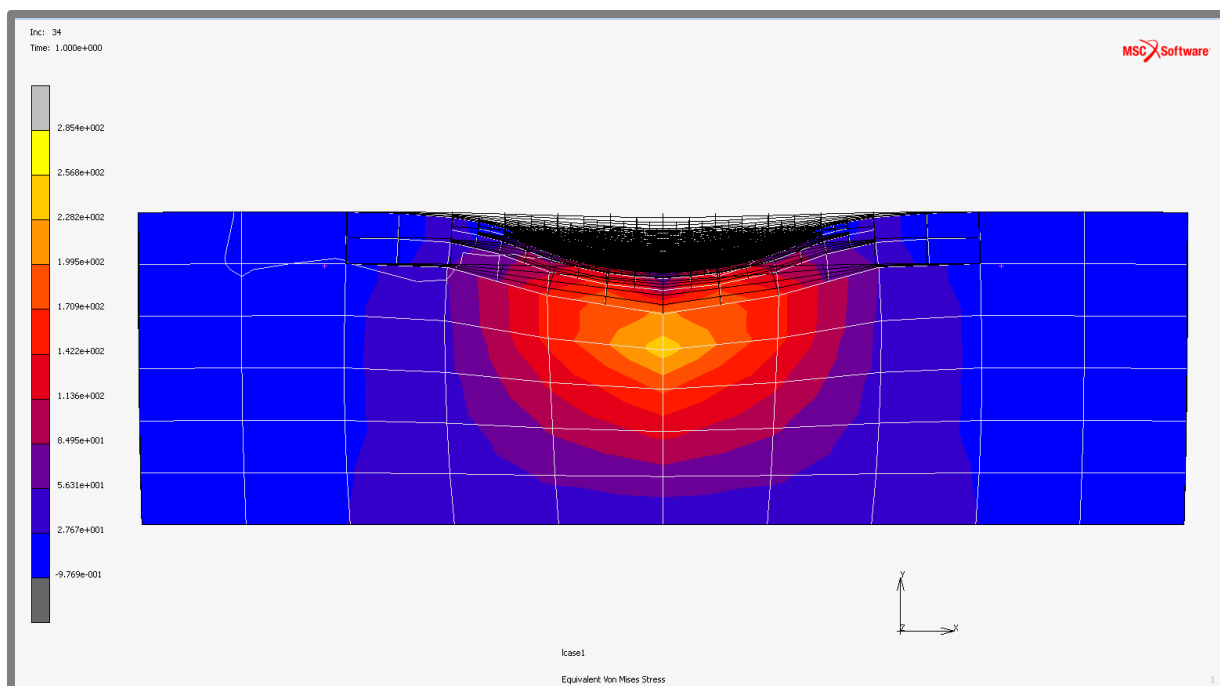
Geometrie, okrajové podmínky, vlastnosti obou materiálů (materiálové konstanty) a kontakt mezi tělesy byly zadány. Ještě před spuštěním vlastní numerické simulace MKP modelu byla zavedena funkce Mesh Adaptivity zjemňující strukturu sítě v závislosti na zatížení v kontaktní oblasti modelu. Tato funkce byla přiřazena 116 elementům v oblasti kontaktu těles, přičemž maximální počet dělení byl na pět dílčích částí. Výsledný numerický výpočet i se zjemněnou strukturou sítě můžeme vidět na obrázcích níže.



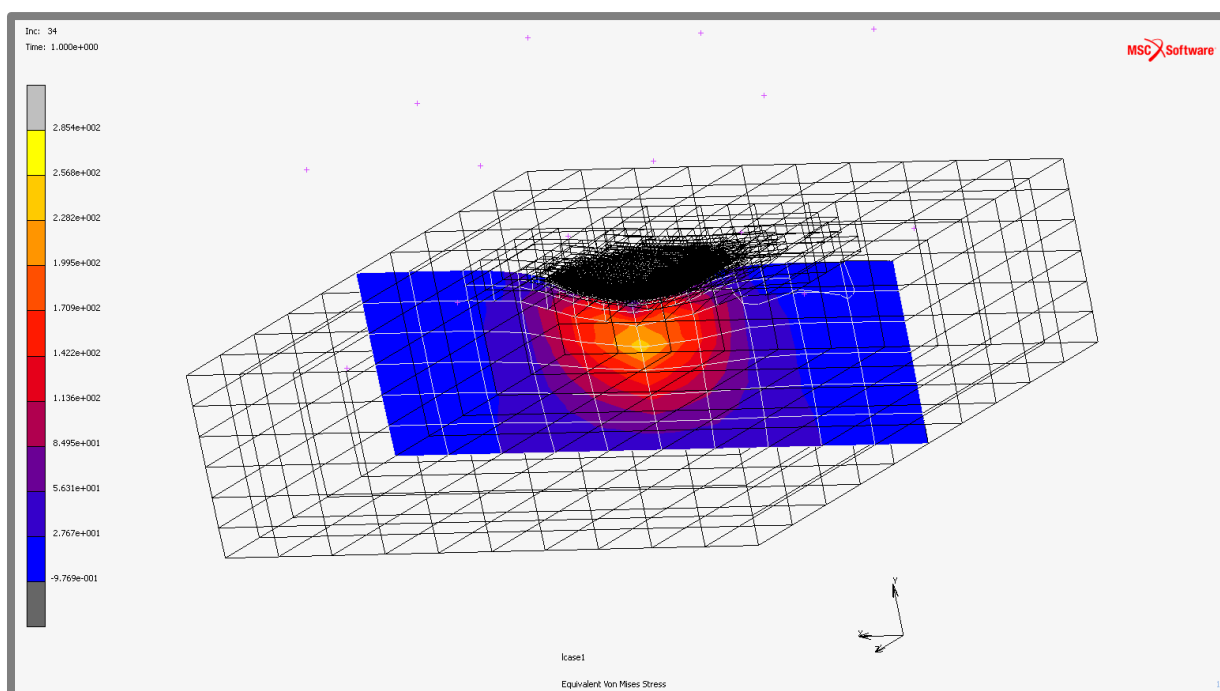
Obr. 5.7 Průběh posunutí po zatížení kuličkou v ose y [mm]



Obr. 5.8 Průběh kontaktního tlaku po zatížení kuličkou v ose y [MPa]



Obr. 5.9 Průběh napětí Von Mises v řezu vzorku (x, y) [MPa]



Obr. 5.10 Průběh napětí Von Mises v prostoru [MPa]

5.4 Úprava materiálového modelu (nelineární materiálový model)

Po zhodnocení výsledků z numerické simulace a experimentu bylo přistoupeno k úpravě materiálového modelu. Byl zvolen nelineární materiálový model typu Ogden. Tento model byl vyvinut v roce 1972 R. W. Ogdenem. Předpokládá, že chování materiálu lze popsat pomocí funkce deformační energie hustoty, z nichž jsou odvozeny vztahy pro napětí a deformace. Tento model celkem dobře vystihuje chování elastomerů i při velkých deformacích (až stovky procent).

Rovnice deformační energie Ogdenova modelu:

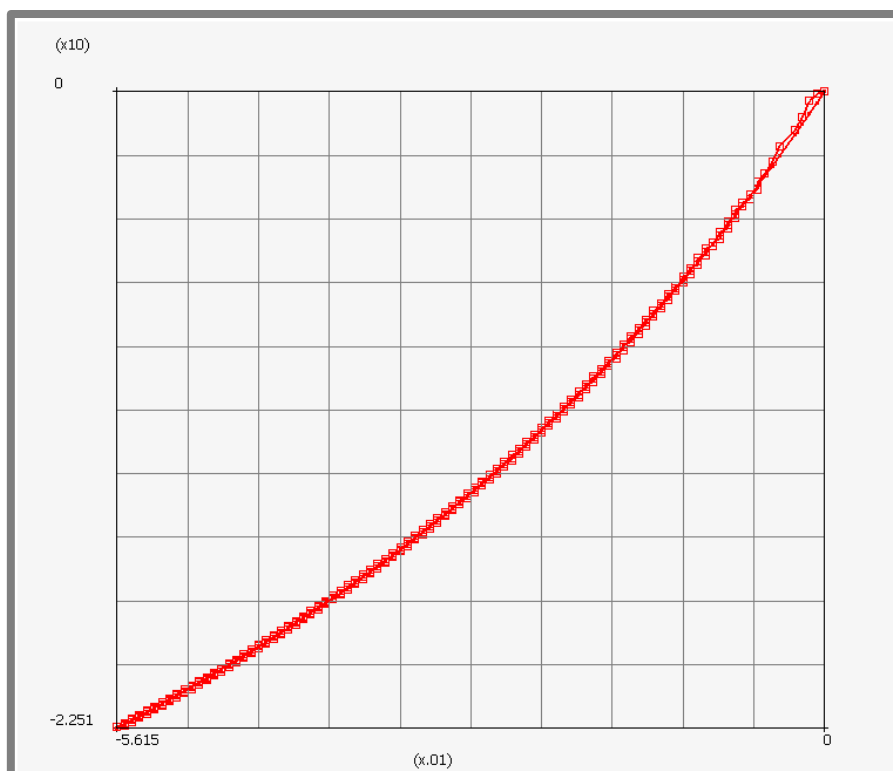
$$W = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \left[J^{\frac{-\alpha_n}{3}} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n}) - 3 \right] \quad 2.17$$

Kde μ_n a α_n jsou materiálové konstanty, které mají konkrétní fyzikální význam. Za N se dosazují hodnoty od jedné do N , přičemž hodnota N obvykle není větší než 3. Pro $N = 1$, $\alpha_1 = 2$, $\mu_1 = \mu$, se Ogden stává ekvivalentní k modelu Neo-Hookean. Pro $N = 2$, $\alpha_1 = 2$, $\alpha_2 = -2$, $\mu_1 = 2c_{10}$ a $\mu_2 = 2c_{01}$ Ogden přechází na dvou-parametrový Mooney-Rivlin. Může být použit pro deformaci do 700 %.

Pro druhou numerickou simulaci byla importována data z tlakové zkoušky do software MSC.Marc 2013, kde se pomocí funkce „experimental data fit“ získaly parametry modelu Ogden obr. 5.11.

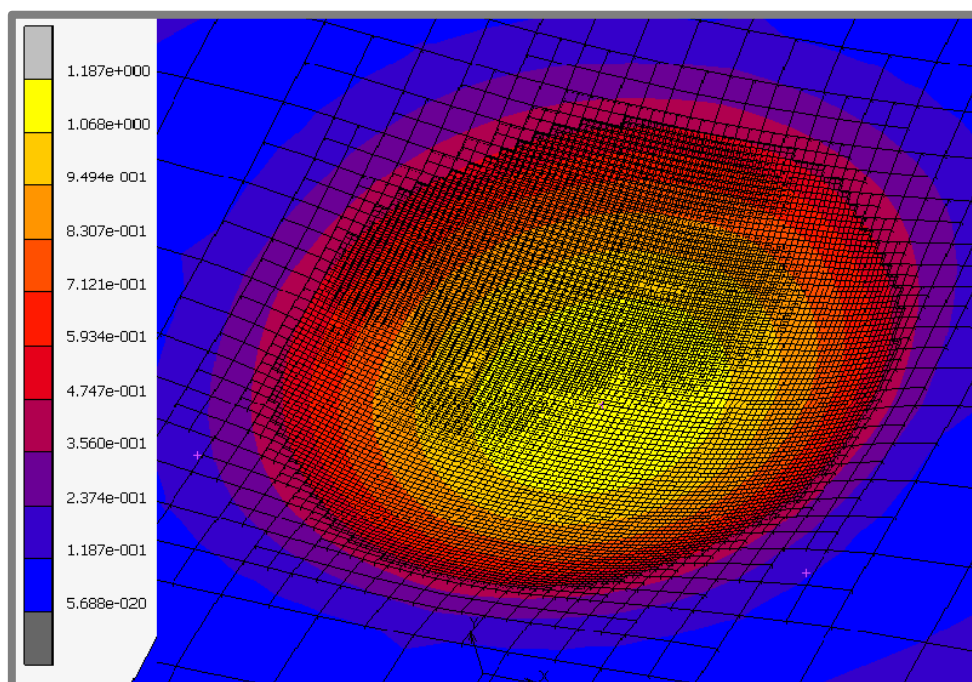
	modul	exponent
1	924,715	-1,03277
2	103,978	13.4133

Tab. 5.3 Materiálové konstanty pro model typu Ogden

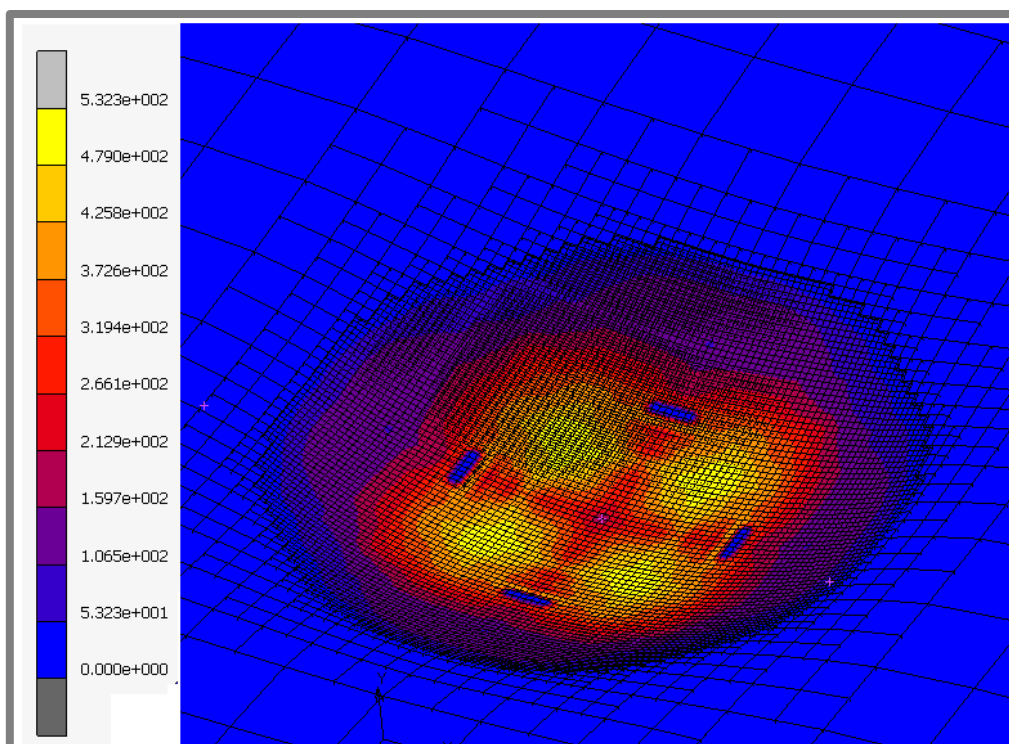


Obr. 5.11 Data z tlakové zkoušky (napětí x deformace) nafitována na model Ogden

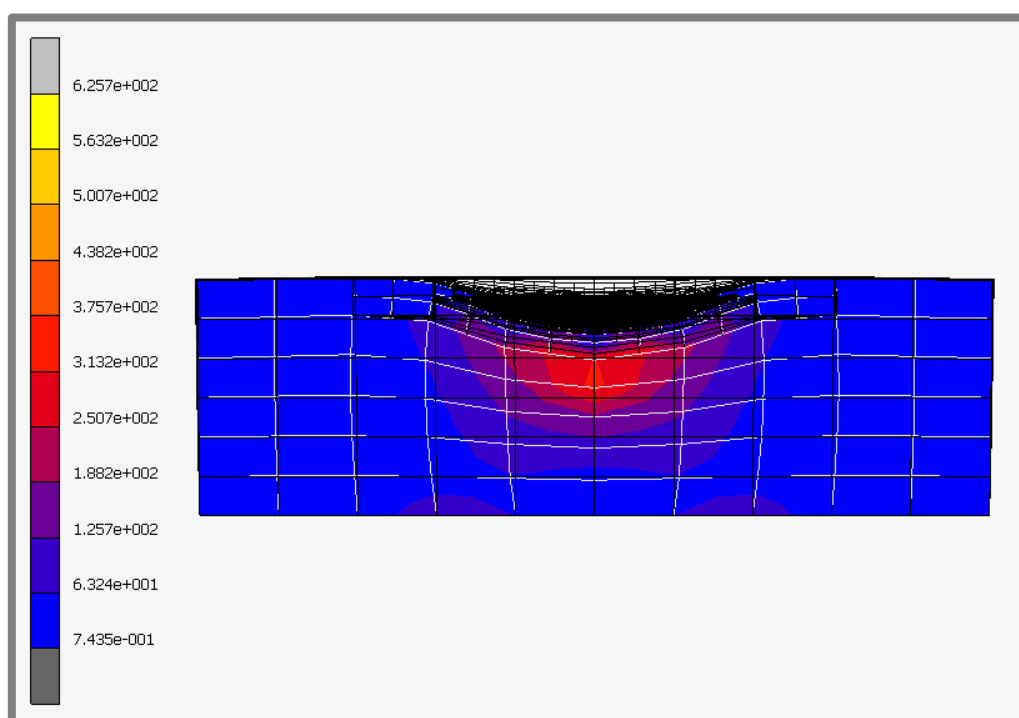
Výsledky numerické simulace s nelineárním materiálovým modelem typu Ogden viz obrázky níže.



Obr. 5.12 Průběh posunutí po zatížení kuličkou v ose y [mm], model Ogden



Obr. 5.13 Průběh kontaktního tlaku po zatížení kuličkou v ose y [MPa], model Ogden



Obr. 5.14 Průběh napětí Von Mises v řezu vzorku (x, y) [MPa], model Ogden

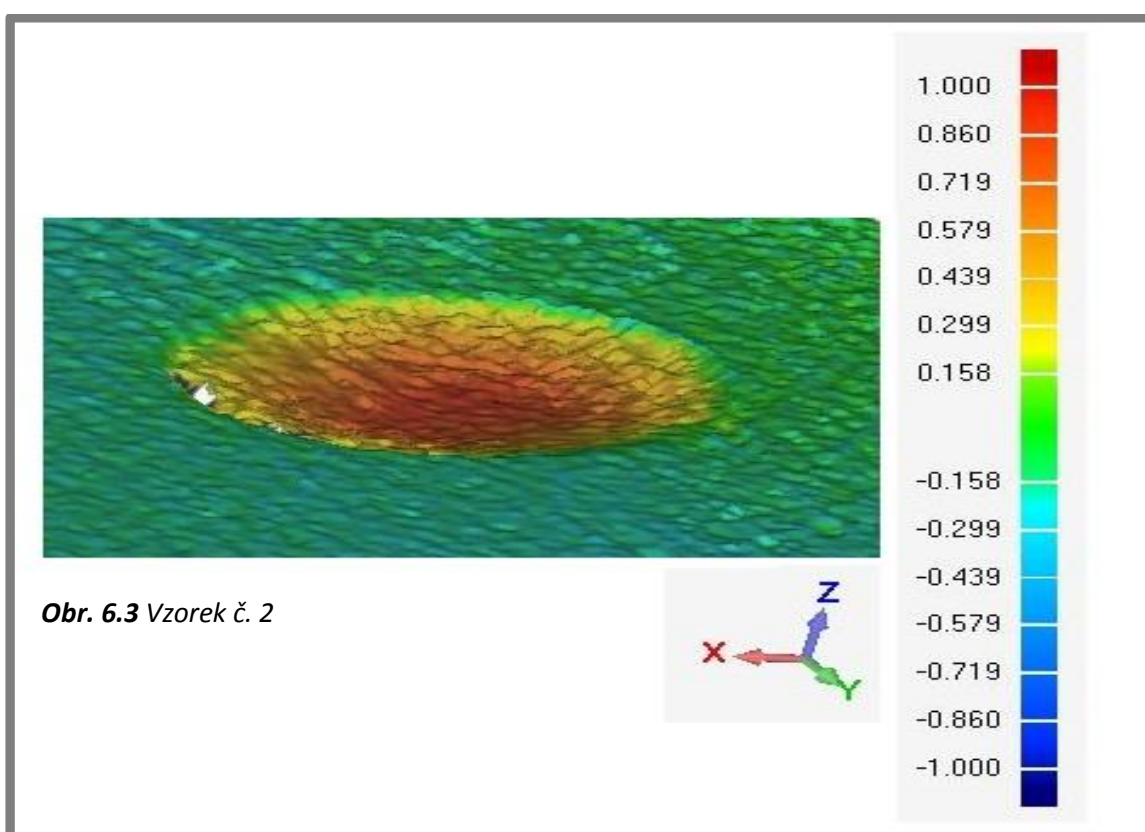
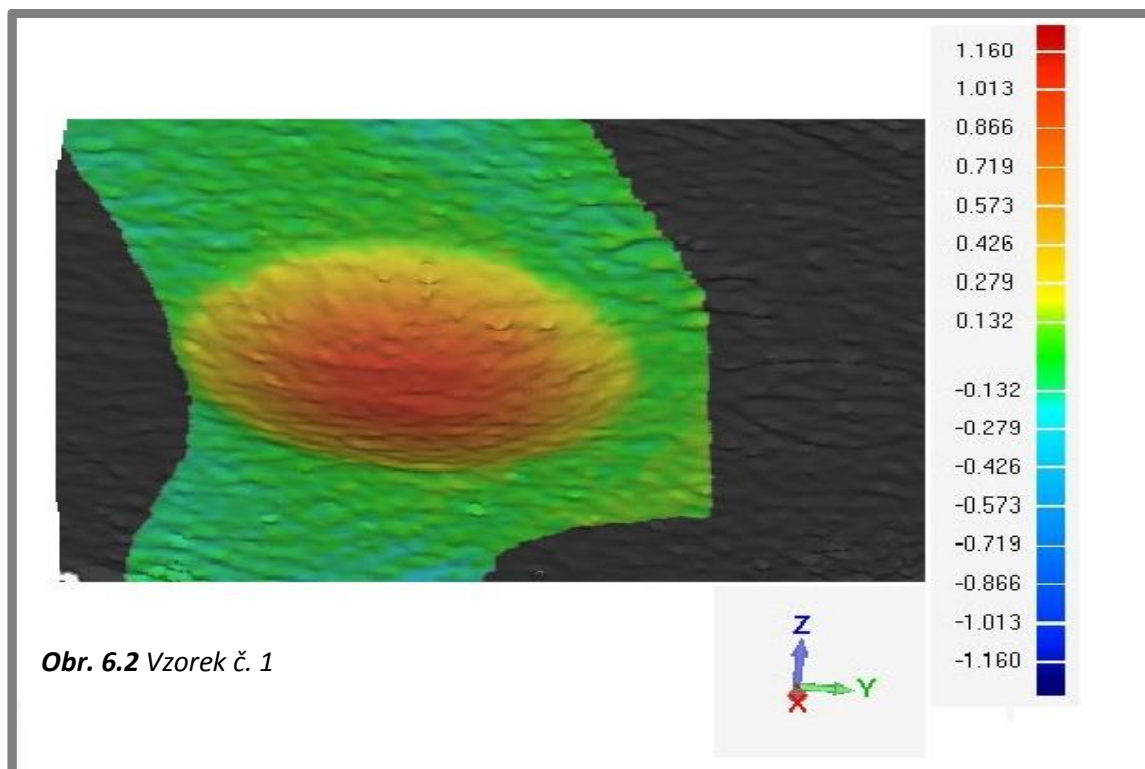
6. Skenování výsledků z experimentální tlakové zkoušky

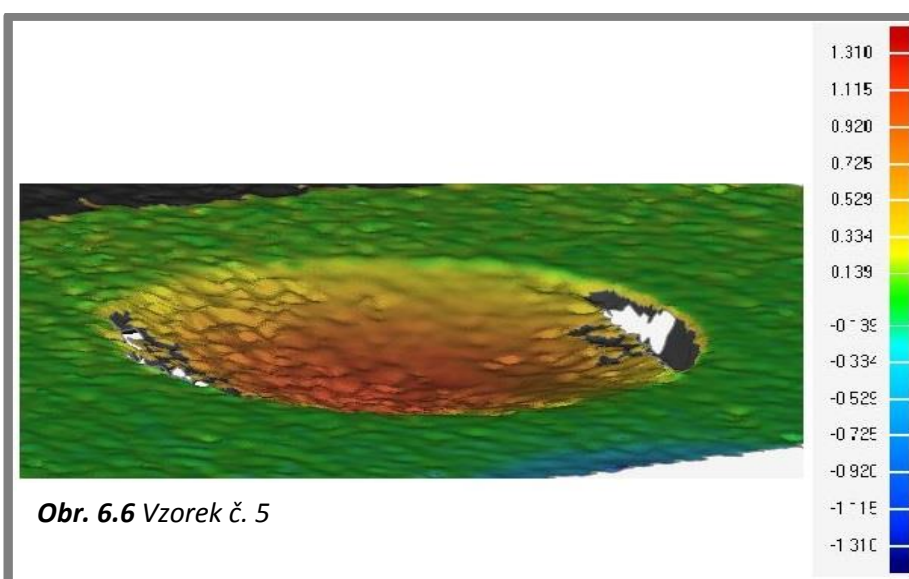
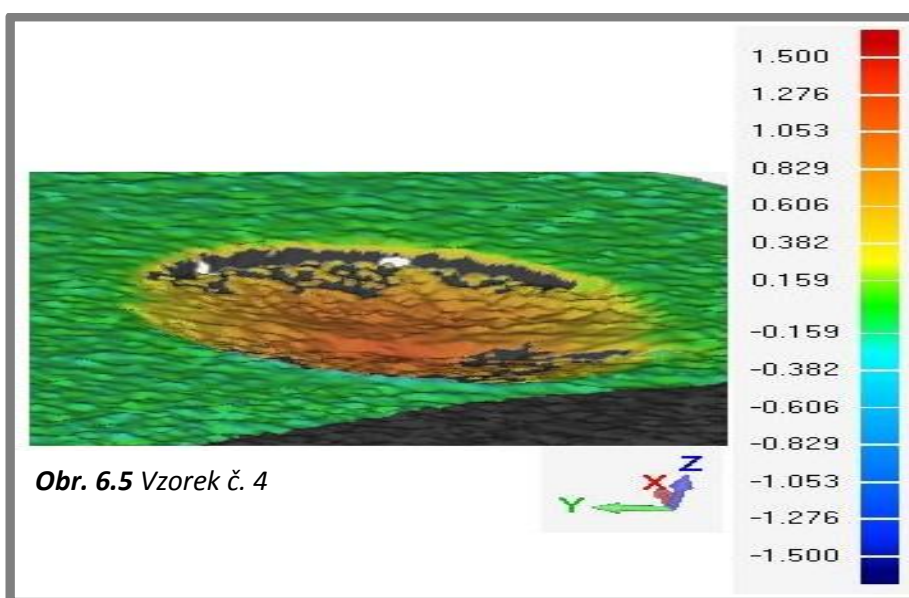
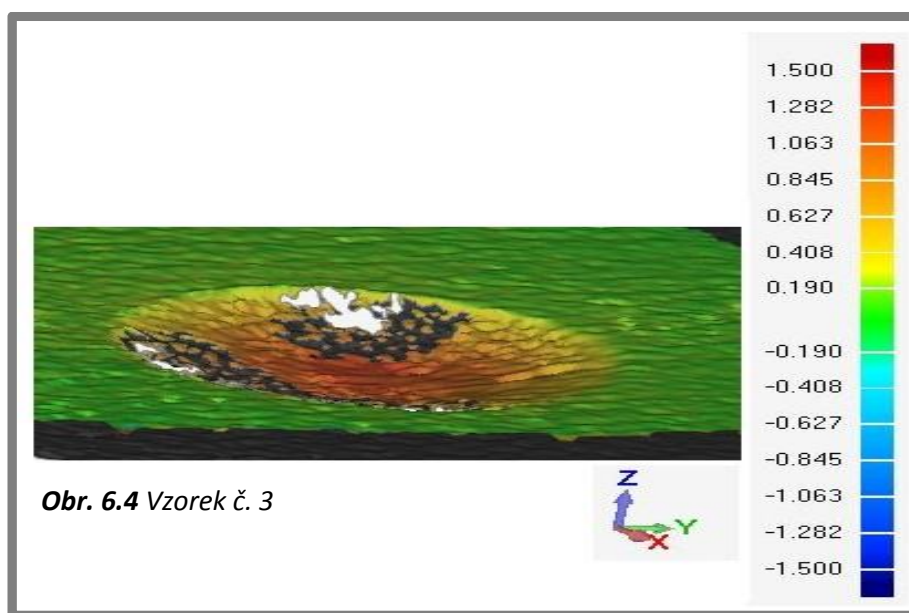
Výsledky tlakové zkoušky mezi ocelovou kuličkou a destičkou z UHMWPE jsme naskenovali pomocí 3D skeneru od výrobce NextEngine (obr. 6.1). Skenování probíhalo v režimu HD 400 DPI s přesností $\pm 0.005''$. Následně byla data vyexportována k úpravě v softwaru Geomagic. V tomto softwaru proběhlo čištění dat (zkroucené prvky, otvory a přesahy prvků), následně byla vyhodnocena hloubka otisku ve zkoušeném vzorku pomocí funkce kalibrace modelu. Výsledky rozměrové analýzy jsou na obrázcích (6.2-6.6).



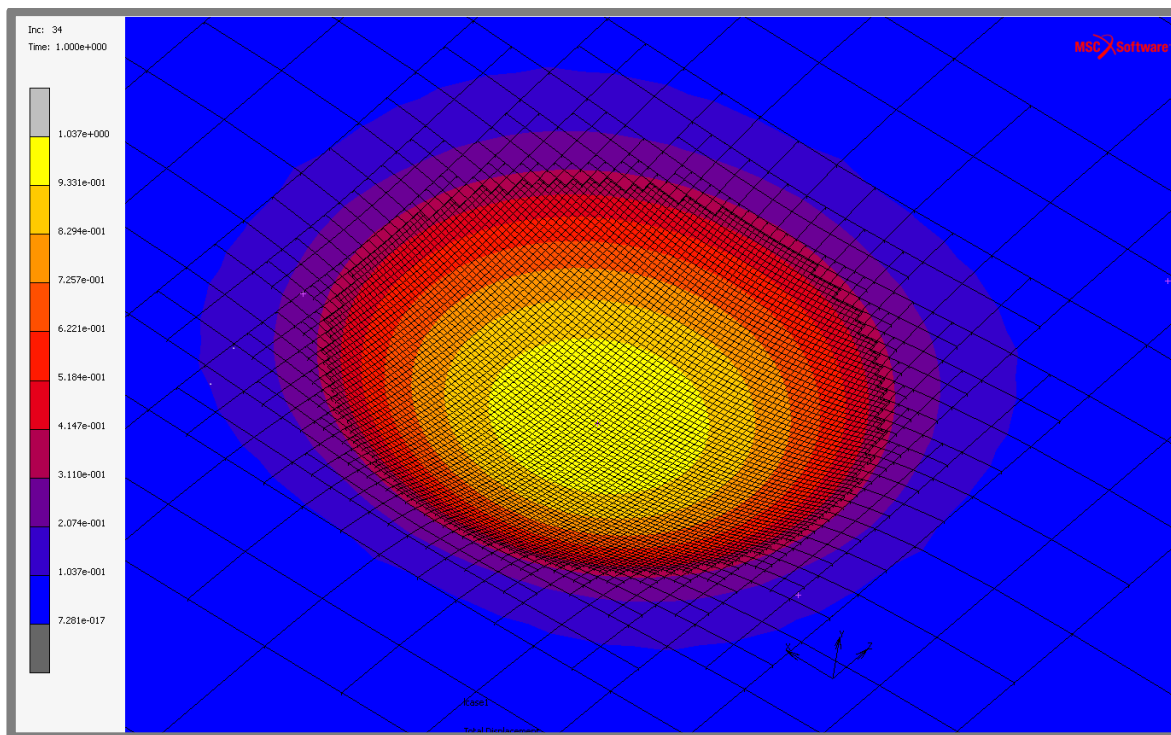
Obr. 6.1 Připravené pracoviště, 3D scanner a stojan se vzorkem

Výsledky vzorků po úpravě a zpracování v softwaru Geomagic viz obrázky níže se škálovou stupnicí získaných hodnot s následným porovnáním výsledků z numerického výpočtu, pro který byl použit software MarcMentat 2013.



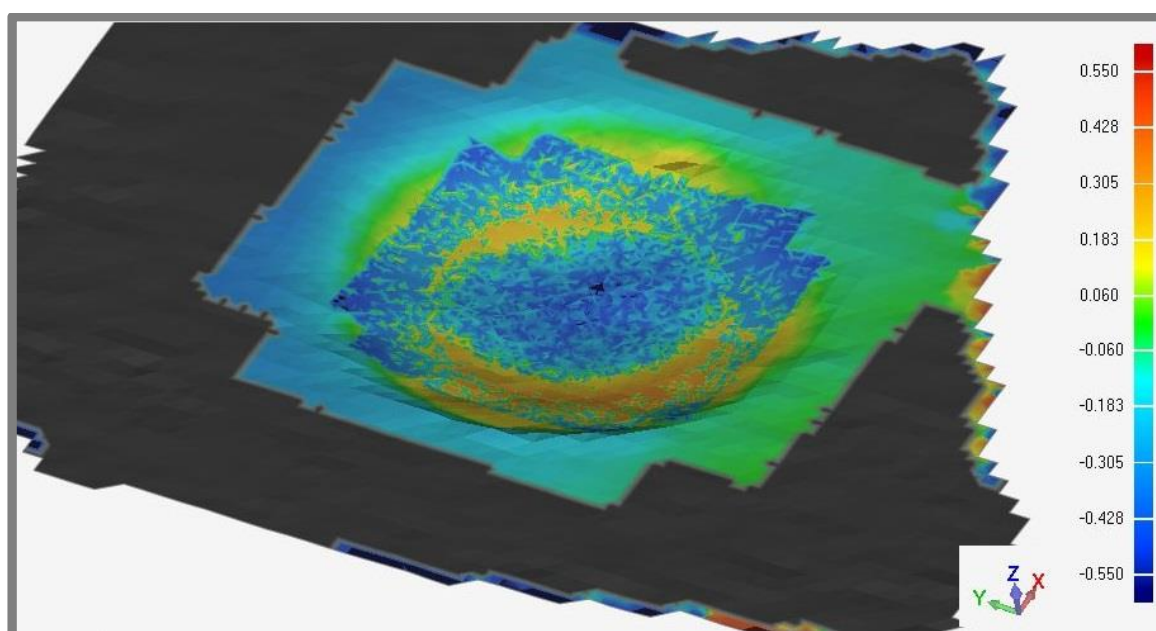


Výsledek výpočtu vtláčování ocelové kuličky do UHMWPE po numerické simulaci v softwaru MarcMentat. (obr. 6.7).

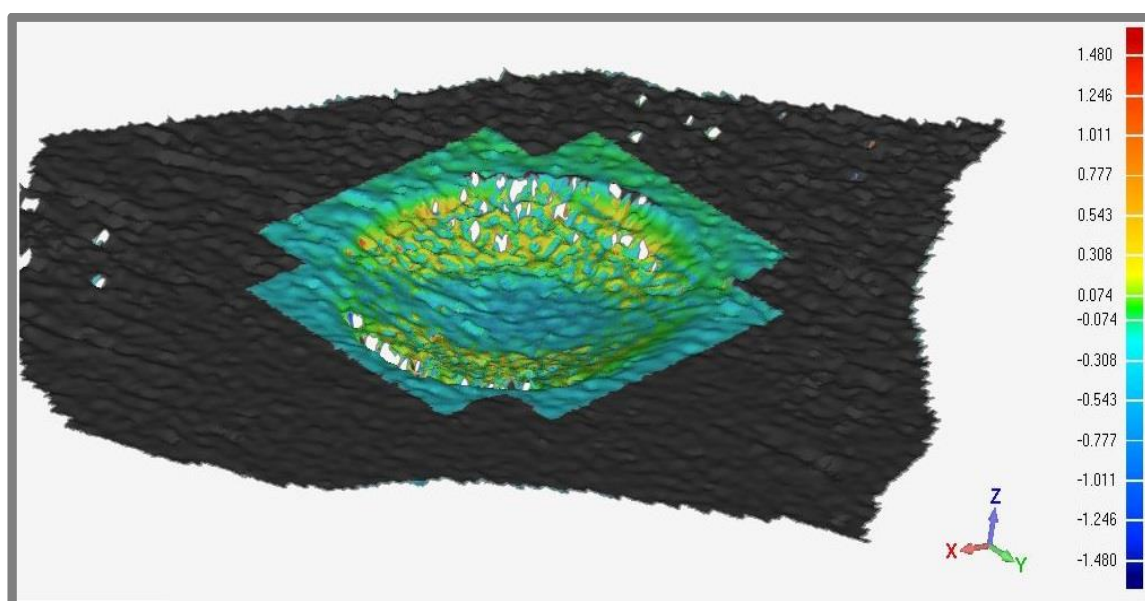


Obr. 6.7 Výsledek tlakové zkoušky se škálovou stupnicí v ose y[mm]

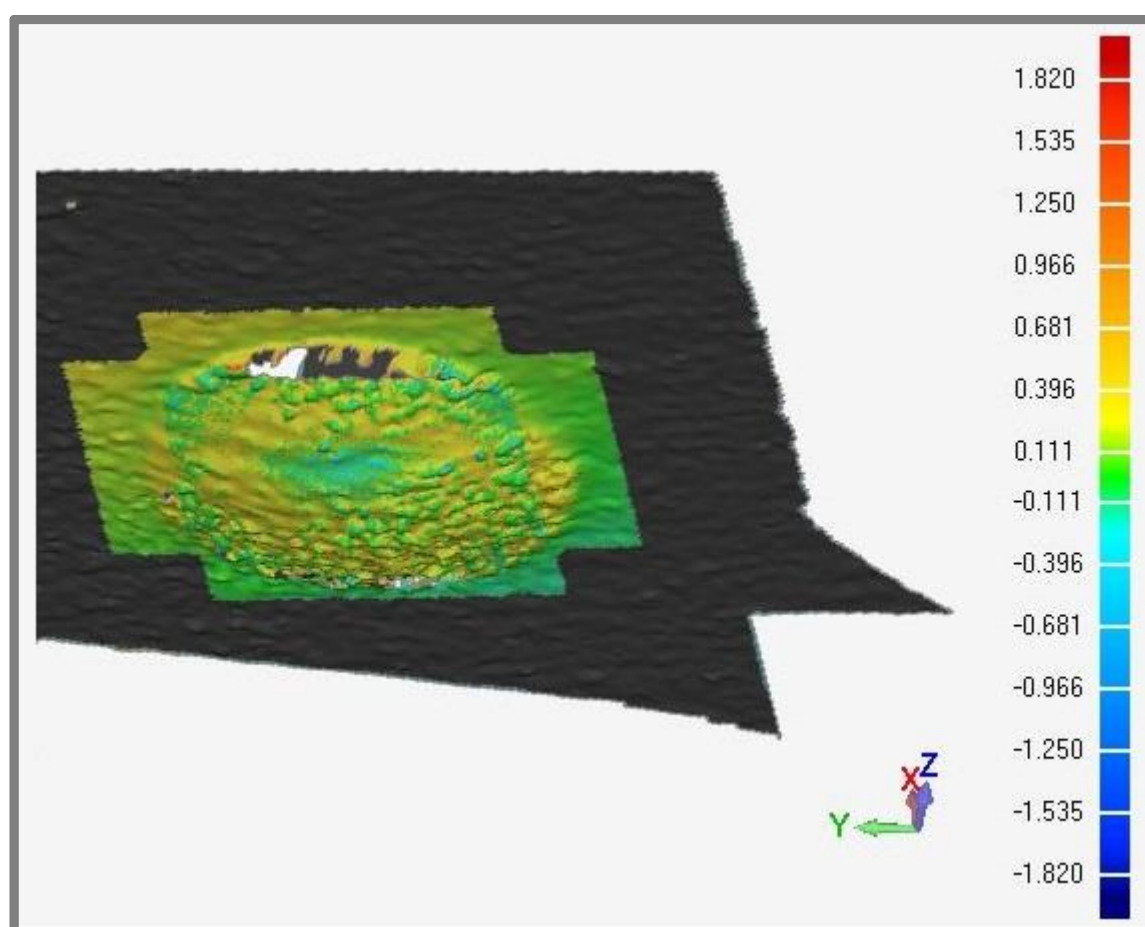
Srovnání výsledků numerického výpočtu z MarcMentat a naskenovaných vzorků z tlakové zkoušky jsme provedli v softwaru Geomagic.



Obr. 6.8 Porovnání MKP se skenem č. 1

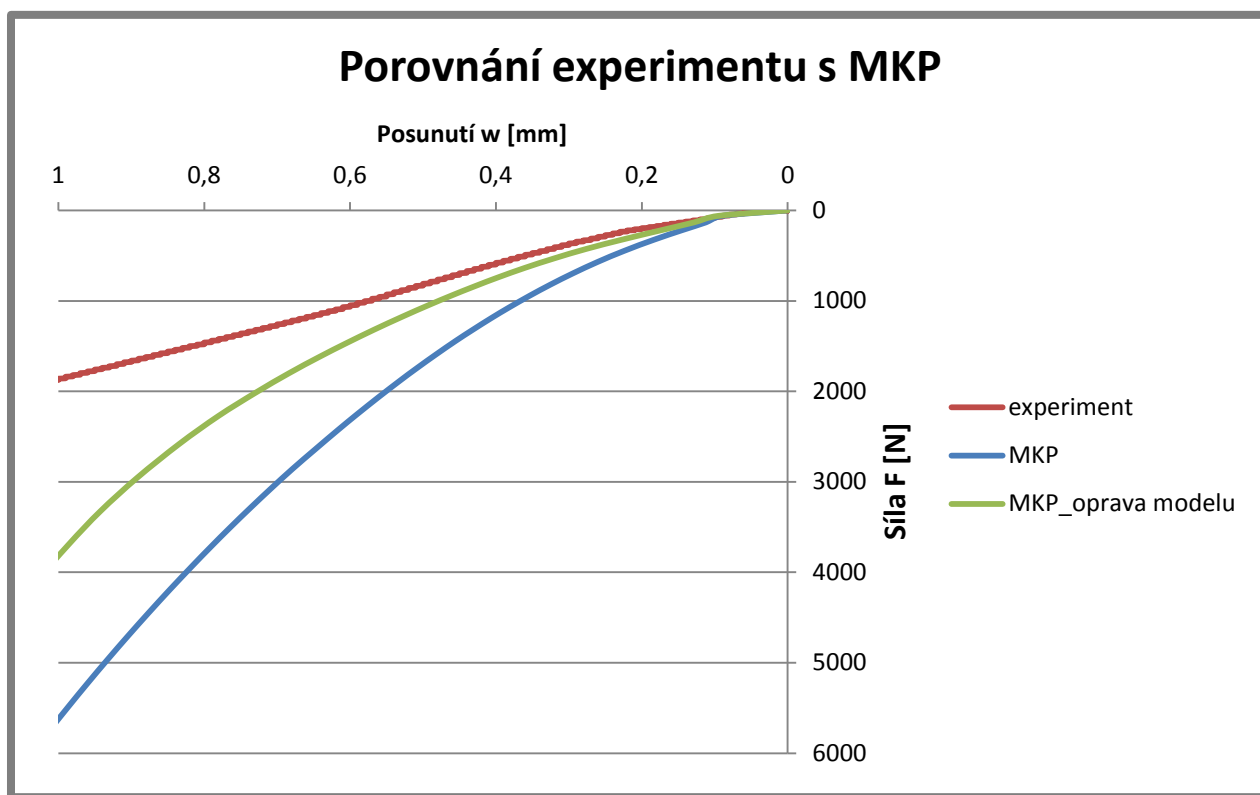


Obr. 6.9 Porovnání MKP se skenem č. 2



Obr. 6.10 Porovnání MKP se skenem č. 3

Porovnání výsledku tlakové křivky z dat experimentu a dat, které jsme dostali z MKP uvedené v grafu 6.1.



Graf 6.1 Závislost posunutí na síle v porovnání výsledků z experimentu a KMP

7. Diskuse

Výsledky experimentálního měření, analytického výpočtu a numerické simulace se od sebe značně liší. K numerické simulaci byl nejprve zvolen lineární model popsáný pomocí modulu pružnosti a Poissonova čísla. Výsledky tohoto modelu se s experimentem lišily až o 60 %, viz graf 6.1. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k použití nelineárního materiálového modelu. Po získání parametrů modelu typu Ogden z experimentálních výsledků byl numerický výpočet opakován. Výsledný rozdíl výsledných hodnot se sice zmenšil, ale byl stále nevyhovující (max 53 %), graf 6.1.

Z experimentální části řešení dané úlohy bylo zjevné, že se materiál lineárně nechová a navíc po odlehčení jsou viditelné plastické deformace na vzorku. Je možné se domnívat, že nezahrnutí plastického chování UHMWPE do materiálového modelu MKP je hlavním důvodem značných výsledných rozdílných závislostí a hodnot. Je možné předpokládat, že pro numerické simulace je zcela nezbytné použití elasto-plastického modelu pro UHMWPE. S ohledem na literaturu je zřejmé, že většina MKP modelů v biomechanice používá lineárně elastický model pro popis UHMWPE. Z naměřených a vypočtených výsledků je zřejmé, že výše uvedený fakt může vysvětlovat milnou predikci selhání např. THR UHMWPE komponent při využití MKP.

Vzhledem k drahému materiálu, kterým UHMWPE je, jsme měli pouze omezené množství testovacích vzorků jak pro zkoušku tahovou, tak tlakovou, ale i k vlastnímu experimentu vtlačování ocelové kuličky do destičky vyrobené z UHMWPE. K přesnějším výsledkům experimentální části by tak bylo vhodné použití více vzorků (min. 12) a experimentálních měření kvůli validaci a statistickému vyhodnocení a tím zpřesnění výsledků všech měření prováděných k úloze na trhačím stroji TIRAtest, příp. jiném.

Po numerické simulaci vtlačování ocelové kuličky do destičky z UHMWPE jsme získali výsledky jednak posunutí (hloubka otisku kuličky), a jednak výsledky kontaktního tlaku. Výsledky kontaktního tlaku mají však netypický průběh, který jsme neočekávali, viz obr. 5.8. Pravděpodobně způsobené chováním vysokomolekulárního polyethylenu při velkých deformacích.



Výsledek numerické simulace, analytického řešení a experimentu jsou uvedeny v tabulce 7.1.

	Numerický výpočet	Numerický výpočet (nelin. model)	Analytický výpočet	Experimentální řešení
max. tlak (p_{\max}) [MPa]	358	532,2	283,3	-
posunutí (w) [mm]	1,037	1,187	1,557	1,294

Tab. 7.1 Porovnání výsledků

8. Závěr

Tato diplomová práce porovnává jednotlivé metody analýzy kontaktních tlaků při dotyku součástí vysokomolekulárního polyethylenu a oceli. V této práci se provádí analytický a numerický výpočet vtlačování ocelové kuličky do destičky z UHMWPE a následné experimentální ověření výsledků z výše uvedených metod výpočtu kontaktní úlohy.

Pro analytický výpočet byla použita Hertzova teorie pro řešení kontaktní úlohy, ve které jsme použili mechanické vlastnosti (modul pružnosti a Poissonovu konstantu) uváděné výrobcem UHMWPE firmy MediTECH. Pro numerický výpočet byl zvolen software, pracující s metodou konečných prvků MarcMentat 2013, ve kterém se namodelovala kontaktní úloha, zadaly se okrajové podmínky a zvolil se lineární materiálový model taktéž s výchozími hodnotami uvedené výrobcem. Výsledky těchto dvou metod se lišily přibližně o 30%. Následovalo experimentální ověření získaných výsledků obou výše uvedených metod. Na zkušebním trhacím stroji značky TIRAtest, byla nejprve provedená tahová zkouška vysokomolekulárního polyethylenu, a následně zkouška tlaková. Cílem těchto zkoušek bylo určení smluvního diagramu a modulu pružnosti. Dále se na trhacím stroji provedl experiment kontaktního tlaku mezi ocelovou kuličkou a destičkou z UHMWPE. Po experimentálním měření se vzorky naskenovaly 3D skenerem. Naskenované vzorky se dále upravovaly v softwaru GeoMagic, kde se posléze porovnávaly a vyhodnocovaly s výsledky z MKP (viz kap. 6). Porovnání výsledků se neshodovalo, jak jsem předpokládali, tudíž se přistoupilo k úpravě materiálového modelu v numerické simulaci, byl zvolen nelineární model typu Ogden a provedl se opět numerický výpočet. Výsledky se sice zlepšili, ale stále se nepřibližovaly k výsledkům z experimentu. Z experimentální části řešení dané úlohy bylo zjevné, že se materiál lineárně nechová a navíc po odlehčení jsou viditelné plastické deformace na vzorku. Je možné se domnívat, že nezahrnutí plastického chování UHMWPE do materiálového modelu MKP je hlavním důvodem značných výsledných rozdílných závislostí a hodnot. Z naměřených a vypočtených výsledků je zřejmé, že výše uvedený fakt může vysvětlovat milnou predikci selhání např. THR UHMWPE komponent při využití MKP.

9. Použitá literatura

- [1] KOZEL, L. *Výpočet kontaktního tlaku z experimentálně určené tloušťky mazacího filmu v kontaktu strojních součástí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování, 2009. 80 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Michal Vaverka, Ph.D.
- [2] CANN, P., SPIKES, H. A. *Measurement of pressure distribution in EHL-Development of Method and application to dry static contacts*. Tribology Trans. 48, 2005.
- [3] PAU, M., AYMERICH, F., GINESU, F., *Distribution of contact pressure in wheel-rail contact area*. Wear 253, Italy, 2002.
- [4] BRUSTENGA, G., BORGARELLI, R., MARSILI, R., *Measurement of contact pressure distributions between mechanical components by thermoelasticity*, Perugia: Università degli Studi di Perugia, 2003, URL: < [http://www-b.unipg.it/misure/data/articles/pressionicontatto.pdf](http://www.b.unipg.it/misure/data/articles/pressionicontatto.pdf) > [cit. 2013-12-9].
- [5] MILBAUER, M., PERLA, M., *Fotoelasticimetrie a příklady jejího použití*. 1.vyd. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1961. 506 s.
- [6] BITTNER, J., *Srovnávací analýza napětí součástí s vruby pomocí fotoelasticimetrie a MKP*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování, 2006, 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Michal Veverka Ph.D.
- [7] *Fuji prescale pressure measuring film LLLW – ultra super low pressure type*. Fujifilm. URL: < http://www.spareoneweb.com/lllw_man.pdf > [cit. 2013-12-9].
- [8] KOZEL, L., *Přehled současných metod zjišťování tlaku v mazaném kontaktu třecích povrchů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování, 2007. Vedoucí bakalářské práce Ing. Michal Vaverka Ph.D.
- [9] HÖSCHL, C., *Pružnost a pevnost ve strojírenství*. SNTL. Praha 1971.
- [10] KURTZ, S. M., *The clinical performance of UHMWPE in hip replacements*. In: Kurtz, S. M. (eds.): UHMWPE Biomaterials handbook, second edition. London, Elsevier – Academic Press, 2009, 43-54.
- [11] ROTH, A., SANDER, K., LAYHER, F., BABISCH, J., VENBROCKS, R.: *In vivo measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty*. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 77: 13-17, 2010.
- [12] CHARNLEY, J.: *Low friction principle*. In: CHARNLEY, J.: Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Berlin, Springer-Verlag, 1979.

- [13] REEVES, E. A., BARTON, D. C., FITZPATRICK, D., FISHER, J.: *Comparison of gas plasma and gamma irradiation in air sterilization on the delamination wear of the ultra-high molecular weight polyethylene used in knee replacements*. Proc. Inst. Mech. Eng., Part H, 214: 249-255, 2000.
- [14] CHARNLEY, J.: *Arthroplasty of the hip: a new operation*. Lancet, 1129-1132, 1961.
- [15] KURTZ, S.M.: *A primer on UHMWPE*. In: Kurtz, S. M. (eds.): UHMWPE Biomaterials handbook, second edition. London, Elsevier-Academic Press, 2009, 1-6.
- [16] DOLEŽAL, B., ADAMÍROVÁ, L.: *Způsob zdravotně nezávadné stabilizace polyolefinu proti termooxidační a fotooxidační degradaci*. Patent ČSSR č. 221403, 1982.
- [17] ŠLOUF, M., MIKEŠOVÁ, J., FENCL, J., SYNKOVÁ, H., BALDRIAN, J., HORÁK, Z.: *Impact of dose-rate on rheology, structure and wear of irradiated UHMWPE*. J. Macromol. Sci. Phys., 48: 587-603, 2009.
- [18] ŠLOUF, M., SYNKOVÁ, H., BALDRIAN, J., MAREK, A., KOVÁŘOVÁ, J., SCHMIDT, P., DORSCHNER, H., STEPHAN, M., GOHS, U.: *Structural changes of UHMWPE after e-beam irradiation and thermal treatment*. J. Biomed. Mater. Res., Part B – Appl. Biomater. 85B: 240-251, 2008.
- [19] COLLIER, J. P., SPERLING, D. K., CURRIER, J. H., SUTULA, L. C., SAUM, K. A., MAYOR, M. B.: *Impact of gammasterilization on clinical performance of polyethylene in the knee*. J. Arthropl., 11: 377-389, 1996.
- [20] SUTULA, L. C., COLLIER, J. P., SAUM, K. A., CURRIERE, B. H., CURRIERE, J. H., SANFORD, W. M., MAYOR, M. B., WOODING, R. E., SPERLING D.K., WILLIAMS, I. R.: *The Otto Aufranc Award. Impact of gammasterilization on clinical performance of polyethylene in the hip*. Clin. Orthop., 319: 28-40, 1995.
- [21] GALLO, J., ŠLOUF, M., GOODMAN, S. B.: *The relationship of polyethylene wear to particle size, distribution, and number: A possible factor explaining the risk of osteolysis after hip arthroplasty*. J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater., in press; DOI: 10.1002/jbm.b.31638.
- [22] McKELLOP, H. A., CAMPBELL, P., PARK, S. H., SCHMALZRIED, T. P., GRIGORIS, P., AMSCHUTZ, H. C., SARMIENTO, A.: *The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty*. Clin. Orthop., 311: 3-20, 1995.



- [23] KURTZ, S. M.: *Vitamin-E-Blended UHMWPE Biomaterials*. In: Kurtz, S. M. (eds): UHMWPE Biomaterials Handbook, second edition. London, Elsevier-AcademicPress, 2009, 237-246.
- [24] COSTA, L., BRACH, E. M., BRACCO, P., LUDA, M. P.: *Stabilization of UHMWPE for arthroplasty: degradation, stabilisation, and crosslinking*. Torino. Italy. 2005
- [25] ORAL, E.: *Highly crosslinked UHMWPE doped with vitamin E*. In: Kurtz, S. M. (eds): UHMWPE Biomaterials Handbook, second edition. London, Elsevier-AcademicPress, 2009, 221-233.
- [26] POKORNÝ, D., ŠLOUF, M., FULÍN, P.: *Současné poznatky o vlivu technologie výroby a sterilizace na strukturu, vlastnosti a životnost UHMWPE v kloubních náhradách*. Acta Chirur.Orthop. Et Traum. Čech., 79: 213-221, 2012
- [27] ŠLOUF, M., VACKOVÁ, T., NEVORALOVÁ, M., MIKEŠOVÁ, J., DYBAL, J., PILAŘ, J., ZHIGUNOV, A., KOTEK, J., KREDATUSOVÁ, J., FULÍN, P.: *Ultravysokomolekulární polyethylen pro kloubní náhrady se zvýšenou životností*. Ústav makromolekulární chemie AV ČR, chemické listy 107, 783-790, 2013
- [28] <http://www.alimax.cz/popis.html>